

CONSOLIDATED VERSION

VERSION CONSOLIDÉE



Medical electrical equipment –

Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

Appareils électromédicaux –

Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2015 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester. If you have any questions about IEC copyright or have an enquiry about obtaining additional rights to this publication, please contact the address below or your local IEC member National Committee for further information.

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de l'IEC ou du Comité national de l'IEC du pays du demandeur. Si vous avez des questions sur le copyright de l'IEC ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de l'IEC de votre pays de résidence.

IEC Central Office
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland

Tel.: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00
info@iec.ch
www.iec.ch

About the IEC

The International Electrotechnical Commission (IEC) is the leading global organization that prepares and publishes International Standards for all electrical, electronic and related technologies.

About IEC publications

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC. Please make sure that you have the latest edition, a corrigenda or an amendment might have been published.

IEC Catalogue - webstore.iec.ch/catalogue

The stand-alone application for consulting the entire bibliographical information on IEC International Standards, Technical Specifications, Technical Reports and other documents. Available for PC, Mac OS, Android Tablets and iPad.

IEC publications search - www.iec.ch/searchpub

The advanced search enables to find IEC publications by a variety of criteria (reference number, text, technical committee,...). It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

Stay up to date on all new IEC publications. Just Published details all new publications released. Available online and also once a month by email.

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing more than 30 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in 15 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

IEC Glossary - std.iec.ch/glossary

More than 60 000 electrotechnical terminology entries in English and French extracted from the Terms and Definitions clause of IEC publications issued since 2002. Some entries have been collected from earlier publications of IEC TC 37, 77, 86 and CISPR.

IEC Customer Service Centre - webstore.iec.ch/csc

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please contact the Customer Service Centre: csc@iec.ch.

A propos de l'IEC

La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est la première organisation mondiale qui élabore et publie des Normes internationales pour tout ce qui a trait à l'électricité, à l'électronique et aux technologies apparentées.

A propos des publications IEC

Le contenu technique des publications IEC est constamment revu. Veuillez vous assurer que vous possédez l'édition la plus récente, un corrigendum ou amendement peut avoir été publié.

Catalogue IEC - webstore.iec.ch/catalogue

Application autonome pour consulter tous les renseignements bibliographiques sur les Normes internationales, Specifications techniques, Rapports techniques et autres documents de l'IEC. Disponible pour PC, Mac OS, tablettes Android et iPad.

Recherche de publications IEC - www.iec.ch/searchpub

La recherche avancée permet de trouver des publications IEC en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...). Elle donne aussi des informations sur les projets et les publications remplacées ou retirées.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

Restez informé sur les nouvelles publications IEC. Just Published détaille les nouvelles publications parues. Disponible en ligne et aussi une fois par mois par email.

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne de termes électroniques et électriques. Il contient plus de 30 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 15 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

Glossaire IEC - std.iec.ch/glossary

Plus de 60 000 entrées terminologiques électrotechniques, en anglais et en français, extraites des articles Termes et Définitions des publications IEC parues depuis 2002. Plus certaines entrées antérieures extraites des publications des CE 37, 77, 86 et CISPR de l'IEC.

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions contactez-nous: csc@iec.ch.

CONSOLIDATED VERSION

VERSION CONSOLIDÉE



Medical electrical equipment –

Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

Appareils électromédicaux –

Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielle des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 11.040.55

ISBN 978-2-8322-2743-5

Warning! Make sure that you obtained this publication from an authorized distributor.

Attention! Veuillez vous assurer que vous avez obtenu cette publication via un distributeur agréé.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

REDLINE VERSION

VERSION REDLINE



Medical electrical equipment –

Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

Appareils électromédicaux –

Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical

CONTENTS

FOREWORD	4
* INTRODUCTION	7
INTRODUCTION TO AMENDMENT 1	8
INTRODUCTION TO AMENDMENT 2	8
201.1 Scope, object and related standards	9
201.2 Normative references	10
201.3 Terms and definitions	11
201.4 General requirements	18
201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT	18
201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	18
201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents	18
201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT	32
201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	32
201.10 Protection against unwanted and excessive radiation HAZARDS	33
201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS	33
201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs	33
201.13 HAZARDOUS SITUATIONS and fault conditions	54
201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM (PEMS)	54
201.15 Construction of ME EQUIPMENT	54
201.16 ME SYSTEMS	54
* 201.17 Electromagnetic compatibility of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	55
* 202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests	55
Annexes	57
Annex D (informative) Symbols on marking	58
Annex AA (informative) Particular guidance and rationale	62
Bibliography	119
Index of defined terms used in this particular standard	131
Figure 201.101 – Gradient waveform and EFFECTIVE STIMULUS DURATION	12
Figure 201.102 – Limits for cardiac and peripheral nerve stimulation	38
Figure 201.103 – Reduction of WHOLE BODY SAR limits at high temperatures	42
Figure 201.104 – Volume for determining the spatial maximum of gradient output	48
Figure 201.105 – Volume for determining the B_1 stray field	51
~~Figure 201.D.101 – Signs indicating a transmit only RF coil, transmit / receive RF coil and a receive only coil~~	~~88~~
Figure AA.1 – Static magnetic fields: flow potentials and retardation	88
Figure AA.2 – Experimental data on PNS threshold of human volunteers in WHOLE BODY MR EQUIPMENT	104
Figure AA.3 – Double logarithmic plot of experimental threshold values for peripheral nerve stimulation	105
Figure AA.4 – Response value $R(t)$ generated by convolution of a rectangular stimulus dB/dt and a nerve impulse response function $n(t-\theta)$	109

Figure AA.5 – Gradient waveform G , stimulus waveform dB/dt and response value R , for a trapezoid EPI waveform starting at $t = 0$	110
Figure AA.6 – Threshold values dB/dt for two gradient waveforms, plotted against EFFECTIVE STIMULUS DURATION	110
Figure AA.7 – Threshold value of dB/dt for a sinusoid gradient waveform, as function of the number of half periods in the waveform	111
Figure AA.8 – SAR limits for the exposed mass of a PATIENT	114
Table 201.101 – List of symbols and abbreviations	17
Table 201.102 – Rheobase values per type of gradient system	37
Table 201.103 – Weight factors for summation of the maximum output O_i per GRADIENT UNIT	39
Table 201.104 – Temperature limits	39
Table 201.105 – SAR limits for volume transmit coils	40
Table 201.106 – SAR limits for local transmit coils	41
Table 201.107 – FPO limits applicable for cylindrical MR SYSTEMS	52
Table 201.D.101 – ~~Example of warning signs and prohibitive signs~~ MR SAFETY SIGNS	58
Table 201.D.102 – RF coil symbols	60
Table 201.D.103 – MR conditional symbols	61
Table AA.1 – ~~Static field occupational standards~~	
Table AA.1 – Overview physiological effects in humans, animals and model systems, for magnetic-field exposures at field strengths relevant for MRI. The implications of the reported effects are assessed in the last column	77

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC itself does not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC is not responsible for any services carried out by independent certification bodies.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

DISCLAIMER

This Consolidated version is not an official IEC Standard and has been prepared for user convenience. Only the current versions of the standard and its amendment(s) are to be considered the official documents.

This Consolidated version of IEC 60601-2-33 bears the edition number 3.2. It consists of the third edition (2010-03) [documents 62B/777/FDIS and 62B/782/RVD], its corrigenda 1 (March 2012) and 2 (February 2016), its amendment 1 (2013-04) [documents 62B/884/CDV and 62B/904/RVC] and its amendment 2 (2015-06) [documents 62B/977/FDIS and 62B/987/RVD]. The technical content is identical to the base edition and its amendments.

In this Redline version, a vertical line in the margin shows where the technical content is modified by amendments 1 and 2. Additions and deletions are displayed in red, with deletions being struck through. A separate Final version with all changes accepted is available in this publication.

International standard IEC 60601-2-33 has been prepared by IEC subcommittee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

This edition of IEC 60601-2-33 is based on the second amendment to Edition 2. It has also been adapted to the third edition of IEC 60601-1 (2005), with technical modifications being introduced where appropriate.

This publication has been drafted in accordance with the ISO/IEC Directives, Part 2.

In this standard, the following print types are used:

- Requirements and definitions: roman type.
- *Test specifications: italic type.*
- Informative material appearing outside of tables, such as notes, examples and references, in smaller type. Normative text of tables is also in a smaller type.
- TERMS DEFINED IN CLAUSE 3 OF THE GENERAL STANDARD, IN THIS PARTICULAR STANDARD OR AS NOTED: SMALL CAPITALS.

In referring to the structure of this standard, the term

- “clause” means one of the seventeen numbered divisions within the table of contents, inclusive of all subdivisions (e.g. Clause 7 includes subclauses 7.1, 7.2, etc.);
- “subclause” means a numbered subdivision of a clause (e.g. 7.1, 7.2 and 7.2.1 are all subclauses of Clause 7).

References to clauses within this standard are preceded by the term “Clause” followed by the clause number. References to subclauses within this particular standard are by number only.

In this standard, the conjunctive “or” is used as an “inclusive or” so a statement is true if any combination of the conditions is true.

The verbal forms used in this standard conform to usage described in Annex H of the ISO/IEC Directives, Part 2. For the purposes of this standard, the auxiliary verb:

- “shall” means that compliance with a requirement or a test is mandatory for compliance with this standard;
- “should” means that compliance with a requirement or a test is recommended but is not mandatory for compliance with this standard;
- “may” is used to describe a permissible way to achieve compliance with a requirement or test.

An asterisk (*) as the first character of a title or at the beginning of a paragraph or table title indicates that there is guidance or rationale related to that item in Annex AA.

A list of all parts of the IEC 60601 series, published under the general title: *Medical electrical equipment*, can be found on the IEC website.

The committee has decided that the contents of the base publication and its amendments will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC web site under "<http://webstore.iec.ch>" in the data related to the specific publication. At this date, the publication will be

- reconfirmed,
- withdrawn,
- replaced by a revised edition, or
- amended.

IMPORTANT – The 'colour inside' logo on the cover page of this publication indicates that it contains colours which are considered to be useful for the correct understanding of its contents. Users should therefore print this document using a colour printer.

* INTRODUCTION

This particular standard is written at a moment in which the technical evolution of MR EQUIPMENT is in rapid progress and the scientific foundation of its safe use is still expanding.

This International Standard addresses technical aspects of the medical diagnostic MR SYSTEM and the MR EQUIPMENT therein related to the safety of PATIENTS examined with this system, the safety of the MR WORKER involved with its operation and the safety of the MR WORKER involved with the development, manufacturing, installation, and servicing of the MR SYSTEM. Where limits of electromagnetic fields (EMF) exposure of PATIENTS and MR WORKERS are stated, these limits do not imply that such levels of exposure can be assumed to be acceptable for workers in other professional settings and for the population at large. The limits provide a sensible balance between RISKS for the PATIENTS and MR WORKERS and benefits for the PATIENTS.

Organizational aspects of safety are the task of the RESPONSIBLE ORGANIZATION. This task includes adequate training of staff, rules of access to the MR SYSTEM, qualification of staff for decisions that are related to safety, definition of medical responsibility and specific requirements for personnel following from that responsibility when the PATIENT is in or near the MR SYSTEM.

Examples of such organizational aspects are:

- operation in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;
- emergency procedures for resuscitation of the PATIENT who is in the MR SYSTEM;
- emergency procedures after a QUENCH of the superconductive magnet when present;
- set-up and maintenance of a protocol for screening the PATIENT for contraindications or for conditions that may affect acceptable exposure;
- rules for ROUTINE MONITORING and for MEDICAL SUPERVISION of the PATIENT during the exam.
- rules to minimize and to limit the exposure of MR WORKERS to EMF.

Extensive rationale is provided in Annex AA for some of the definitions and requirements in order to provide the user of this standard with a reasonably complete access to the source material that was used in support of the considerations during drafting.

The relationship of this particular standard with IEC 60601-1 and the collateral standards is explained in subclauses 201.1.3 and 201.1.4.

The introduced EMF exposure limits required in this standard for an MR WORKER will never exceed those allowed for PATIENTS. All exposure limits allowed for a PATIENT and for an MR WORKER are expected to protect them against negative health effects and unacceptable RISKS.

For the exposure to static magnetic fields, subjective short-term physiological and sensory effects are expected. These influence the well being of the MR WORKER marginally and only during or shortly after exposure.

For the exposure to GRADIENT OUTPUT and RF transmit fields, normally no short-term physiological and sensory effects are expected for MR WORKERS.

In addition no experimental or theoretical basis for cumulative biological effects in humans, resulting from exposure at the allowed levels has been generally accepted.

The requirements for acoustic noise exposure are different for PATIENTS and MR WORKERS.

INTRODUCTION TO AMENDMENT 1

This amendment has been published to adapt IEC 60601-2-33:2010 to the technical corrections introduced by Amendment 1 (2012) to IEC 60601-1:2005.

INTRODUCTION TO AMENDMENT 2

This Amendment 2 has been developed to increase the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE limit for the static field from 4 T to 8 T taking into account FDA, ICNIRP and other peer-reviewed scientific literature. In addition, a non-compulsory option, FIXED PARAMETER OPTION:BASIC (FPO:B), is introduced to limit RF and gradient field outputs (peak and RMS) for scanning PATIENTS with MR conditional implants. Consequently, text is proposed for the Instructions for use to guide users in scanning PATIENTS with MR conditional implants.

Furthermore, references to newly published collateral standards have been updated.

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –**Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis****201.1 Scope, object and related standards**

Clause 1 of the general standard¹⁾ applies, except as follows:

201.1.1 Scope

Replacement:

This International Standard applies to the BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE of MR EQUIPMENT and MR SYSTEMS, hereafter referred to also as ME EQUIPMENT.

This standard does not cover the application of MR EQUIPMENT beyond the INTENDED USE.

If a clause or subclause is specifically intended to be applicable to ME EQUIPMENT only, or to ME SYSTEMS only, the title and content of that clause or subclause will say so. If that is not the case, the clause or subclause applies both to ME EQUIPMENT and to ME SYSTEMS, as relevant.

The standard does not formulate ~~ESSENTIAL PERFORMANCE requirements related to specific requirements for MR EQUIPMENT or MR SYSTEMS used in~~ INTERVENTIONAL MR EXAMINATIONS.

201.1.2 Object

Replacement:

The object of this particular standard is to establish particular BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements for MR EQUIPMENT to provide protection for the PATIENT and the MR WORKER.

NOTE This standard presumes that the MR WORKERS are properly medically screened, and properly trained and instructed in their duties.

201.1.3 Collateral standards

Addition:

This particular standard refers to those applicable collateral standards that are listed in Clause 2 of the general standard and Clause 201.2 of this particular standard.

IEC 60601-1-2:2007 2014 applies as modified in Clause 202. IEC 60601-1-3, IEC 60601-1-10, IEC 60601-1-11 and IEC 60601-1-12 do not apply. All other published collateral standards in the IEC 60601-1 series apply as published.

201.1.4 Particular standards

Replacement:

¹⁾ The general standard is IEC 60601-1:2005+A1:2012, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*

In the IEC 60601 series, particular standards may modify, replace or delete requirements contained in the general standard and collateral standards as appropriate for the particular ME EQUIPMENT under consideration, and may add other BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements.

A requirement of a particular standard takes priority over the general standard.

For brevity, IEC 60601-1 is referred to in this particular standard as the general standard. Collateral standards are referred to by their document number.

The numbering of clauses and subclauses of this particular standard corresponds to that of the general standard with the prefix "201" (e.g. 201.1 in this standard addresses the content of Clause 1 of the general standard) or applicable collateral standard with the prefix "20x" where x is the final digit(s) of the collateral standard document number (e.g. 202.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-2 collateral standard, 203.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-3 collateral standard, etc.). The changes to the text of the general standard are specified by the use of the following words:

"Replacement" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is replaced completely by the text of this particular standard.

"Addition" means that the text of this particular standard is additional to the requirements of the general standard or applicable collateral standard.

"Amendment" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is amended as indicated by the text of this particular standard.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of the general standard are numbered starting from 201.101. However due to the fact that definitions in the general standard are numbered 3.1 through 3.139, additional definitions in this standard are numbered beginning from 201.3.201. Additional annexes are lettered AA, BB, etc., and additional items aa), bb), etc.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of a collateral standard are numbered starting from 20x, where "x" is the number of the collateral standard, e.g. 202 for IEC 60601-1-2, 203 for IEC 60601-1-3, etc.

The term "this standard" is used to make reference to the general standard, any applicable collateral standards and this particular standard taken together.

Where there is no corresponding clause or subclause in this particular standard, the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard, although possibly not relevant, applies without modification; where it is intended that any part of the general standard or applicable collateral standard, although possibly relevant, is not to be applied, a statement to that effect is given in this particular standard.

201.2 Normative references

NOTE Informative references are listed in the bibliography beginning on page 119.

Clause 2 of the general standard applies except as follows:

Replacement:

IEC 60601-1-2:2007 2014, *Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Electromagnetic compatibility disturbances – Requirements and tests*

IEC 60601-1-6:2010, *Medical electrical equipment – Part 1-6: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Usability*

IEC 60601-1-6:2010/AMD1:2013

IEC 60601-1-8:2006, *Medical electrical equipment – Part 1-8: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: General requirements, tests and guidance for alarm systems in medical electrical equipment and medical electrical systems*

IEC 60601-1-8:2006/AMD1:2012

Addition:

IEC 60601-1:2005, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*

Amendment 1:2012

NEMA MS 4:2006 2010, *Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging (MRI) devices*

NEMA MS 8:2008, *Characterization of the specific absorption rate (SAR) for magnetic resonance imaging systems*

201.3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 60601-1:2005 +A1:2012 and the following apply:

NOTE An index of defined terms is found beginning on page 131404. A list of symbols used in the document is provided in Table 201.101.

Addition:

* 201.3.201

B_{1+RMS}

root mean square (rms) of B_{1+} , the MR relevant radiofrequency magnetic induction

$$B_{1+RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}}$$

where t is time, and t_x is the evaluation integration time, and is estimated at the RF transmit coil centre which shall be any 10 s period over the duration of the entire sequence.

Note 1 to entry: B_{1+} is derived from the flip angle averaged over an adjustment volume, which is typically represented by the axial central slab wherein MR signal is generated.

201.3.202

COMPLIANCE VOLUME

PATIENT accessible space in which compliance of GRADIENT OUTPUT is inspected

In MR EQUIPMENT with a cylindrical WHOLE BODY MAGNET, the COMPLIANCE VOLUME is a cylinder with its axis coinciding with the magnet axis and with a radius of 0,20 m. and with a length equal to the gradient coil

In MR EQUIPMENT with a TRANSVERSE FIELD MAGNET and a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM, the COMPLIANCE VOLUME is a cylinder aligned with the patient's axis, of length equal to the gradient coil diameter, and a diameter of 0,40 m or equal to the distance between the poles of the magnet, whichever is less.

In all other MR EQUIPMENT the COMPLIANCE VOLUME is the volume where any part of a PATIENT body can be properly located according to the INTENDED USE of the MR EQUIPMENT.

201.3.203

CONTROLLED ACCESS AREA

area around the MR SYSTEM, to which access is controlled ~~for safety reasons to prevent HARM from the magnetic field~~

Note 1 to entry: The CONTROLLED ACCESS AREA is not identical to the SPECIAL ENVIRONMENT or SPECIAL LOCATION as defined in IEC 60601-1-2:2014.

201.3.204

CORE TEMPERATURE

mean temperature of the body core

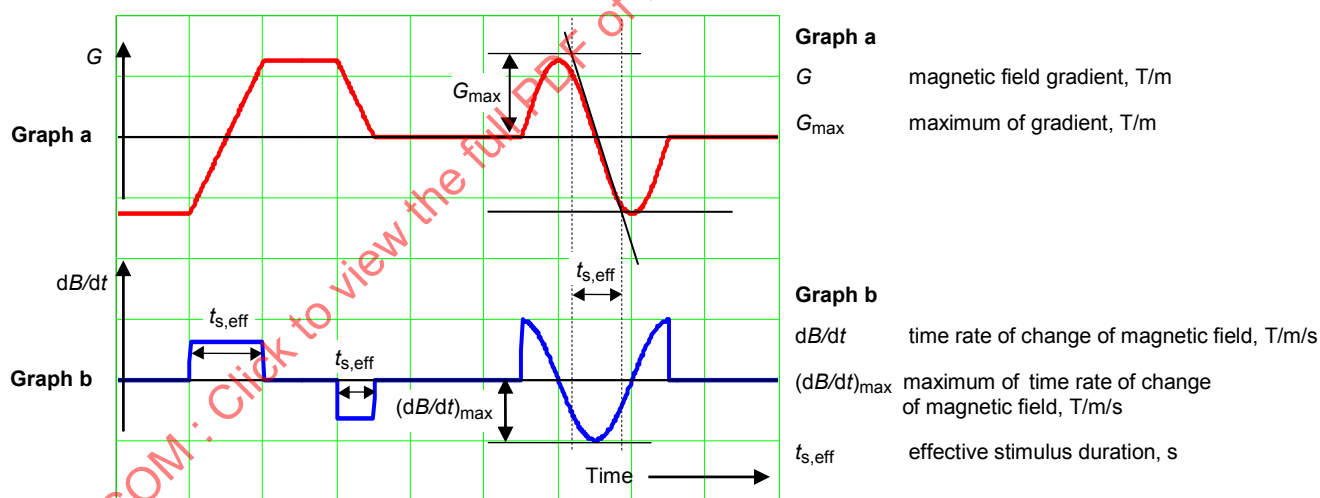
NOTE Typically equal to the rectal, sublingual, or tympanic temperature. More reliable representations of CORE TEMPERATURE are oesophageal or arterial blood temperature. Brain temperatures are CORE TEMPERATURES.

201.3.205

EFFECTIVE STIMULUS DURATION

$t_{s,eff}$

duration of any period of the monotonic increasing or decreasing gradient, used to describe its limits for cardiac or peripheral nerve stimulation, defined as the ratio of the peak-to-peak field variation and the maximum value of the time derivative of the gradient in that period (see Figure 201.101)



IEC 402/10

Three periods of monotonic change of the gradient G are shown in graph a. The corresponding GRADIENT OUTPUT dB/dt is shown in graph b and the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$ is indicated.

Figure 201.101 – Gradient waveform and EFFECTIVE STIMULUS DURATION

201.3.206

EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT

device for de-energizing a superconducting or resistive magnet in case of an emergency situation

*** 201.3.207****ENVIRONMENTAL TEMPERATURE**

temperature [°C] of a uniform (isothermal) “black” enclosure in which an occupant would exchange the same amount of heat by radiation and convection as in the actual non-uniform environment

NOTE For the calculation of the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE see rationale in Annex AA.

201.3.208**FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE**

mode of operation of the MR EQUIPMENT in which one or more outputs reach a value that can cause physiological stress to PATIENTS which needs to be controlled by MEDICAL SUPERVISION

201.3.209**GRADIENT OUTPUT**

parameter characterizing the gradient performance such as rate of change of the magnitude of the magnetic field, or electric field induced by one or more GRADIENT UNITS under specified conditions and at a specified position

201.3.210**GRADIENT UNIT**

all gradient coils and amplifiers that together generate a magnetic field gradient along one of the axes of the coordinate system of the MR EQUIPMENT

201.3.211**HEAD RF TRANSMIT COIL**

VOLUME RF TRANSMIT COIL suitable for use in MR EQUIPMENT for a MR EXAMINATION of the PATIENT's head

201.3.212**HEAD SAR**

SAR averaged over the mass of the head and over a specified time

*** 201.3.213****INTERVENTIONAL MR EXAMINATION**

MR EXAMINATION applied to guide a medical (including invasive) procedure e.g. biopsy or the treatment of a lesion

201.3.214**ISOCENTRE**

in MR EQUIPMENT null point of the spatially encoding gradients

NOTE 1 Typically this also corresponds to the region of highest magnet homogeneity

[IEC 62464-1:2007, definition 3.1.15]

NOTE 2 Typically this corresponds with the position in the system targeted for imaging.

201.3.215**LOCAL RF TRANSMIT COIL**

RF transmit coil other than a VOLUME RF TRANSMIT COIL

201.3.216**LOCAL SAR**

SAR averaged over any 10 g of tissue of the body and over a specified time

*** 201.3.217**

MAGNETIC RESONANCE

MR

resonant absorption of electromagnetic energy by an ensemble of atomic nuclei situated in a magnetic field

201.3.218

MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT

MR EQUIPMENT

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT which is intended for in vivo MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION of a PATIENT comprising all parts in hardware and software from the SUPPLY MAINS to the display monitor

NOTE The MR EQUIPMENT is a PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM (PEMS).

201.3.219

MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION

MR EXAMINATION

process of acquiring data by MAGNETIC RESONANCE from a PATIENT

201.3.220

MAGNETIC RESONANCE SYSTEM

MR SYSTEM

ensemble of MR EQUIPMENT, ACCESSORIES including means for display, control, energy supplies, and the CONTROLLED ACCESS AREA, where provided

*** 201.3.221**

MAGNETIC RESONANCE WORKER

MR WORKER

person that because of his/her profession has to enter the CONTROLLED ACCESS AREA or equivalent of the MAGNETIC RESONANCE SYSTEM

NOTE Other persons, such as MR volunteers and PATIENT carers, are not covered by this definition. However, OPERATORS and staff are included in this definition (see rationale).

201.3.222

MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE

the rate of change of the gradient obtained by switching the GRADIENT UNIT between its maximum specified gradient strengths G_{+max} and G_{-max} in the shortest possible ramp time obtainable under normal scan conditions

*** 201.3.223**

MEDICAL SUPERVISION

adequate medical management of PATIENTS who can be at RISK from some parameters of exposure to the MR EQUIPMENT, either because of the medical condition of the PATIENT, the levels of exposure or a combination

201.3.224

NORMAL OPERATING MODE

mode of operation of the MR EQUIPMENT in which none of the outputs have a value that can cause physiological stress to PATIENTS

201.3.225

PARTIAL BODY SAR

SAR averaged over the mass of the body that is exposed by the VOLUME RF TRANSMIT COIL and over a specified time

201.3.226

PNS OUTPUT

value which estimates the level of peripheral nerve stimulation (PNS) for the PATIENT

201.3.227**PNS THRESHOLD LEVEL**

value of the PNS OUTPUT related to the onset of PNS sensation for the PATIENT

201.3.228**QUENCH**

transition of the electrical conductivity of a coil that is carrying a current from a super-conducting state to normal conductivity, resulting in rapid boil-off of fluid cryogen and decay of the magnetic field

201.3.229**ROUTINE MONITORING**

routine PATIENT monitoring, carried out by responsible personnel such as the OPERATOR and staff of the MR EQUIPMENT and consisting of audio and/or visual contact, as appropriate with the PATIENT during the MR EXAMINATION

201.3.230**SEARCH COIL**

a small diameter coil used in a compliance test to measure GRADIENT OUTPUT

201.3.231**SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE**

mode of operation of the MR EQUIPMENT in which one or more outputs reach a value that can produce significant RISK for PATIENTS, for which explicit ethical approval is required (i.e. a human studies protocol approved to local requirements)

201.3.232**SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM**

gradient system suitable for use in MR EQUIPMENT for a special purpose

NOTE An example of a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM is a gradient system that can be incorporated in MR EQUIPMENT to allow special examination of the head of the PATIENT.

*** 201.3.233****SPECIFIC ABSORPTION RATE****SAR**

radio frequency power absorbed per unit of mass (W/kg)

201.3.234**TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD** **dB/dt**

rate of change of the magnetic flux density with time (T/s)

Note 1 to entry: The time rate of change of the magnetic field dB/dt is assumed to be evaluated in a suitably low frequency range (e.g. < 5 kHz) to disregard effects of switching amplifier ripple.

201.3.235**TRANSVERSE FIELD MAGNET**

magnet for which the field is at right angles to the axial direction of the PATIENT

201.3.236**VOLUME RF TRANSMIT COIL**

RF transmit coil suitable for use in MR EQUIPMENT that produces a homogeneous RF field over an extended volume encompassed by the coil

NOTE The VOLUME RF TRANSMIT COIL can be a WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL, a HEAD RF TRANSMIT COIL or a RF TRANSMIT COIL designed for homogeneous exposure of a specific part of the body. A single loop coil enclosing the body or a part of the body is considered to be a VOLUME RF TRANSMIT COIL (example: single loop wrist coil).

201.3.237

WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM

gradient system suitable for use in WHOLE BODY MR EQUIPMENT

201.3.238

WHOLE BODY MAGNET

magnet suitable for use in WHOLE BODY MR EQUIPMENT

201.3.239

WHOLE BODY MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT

WHOLE BODY MR EQUIPMENT

MR EQUIPMENT of sufficient size to allow whole body MR EXAMINATION and partial body MR EXAMINATION of adult PATIENTS. It can be equipped with VOLUME RF TRANSMIT COILS, LOCAL RF TRANSMIT COILS and with a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM

201.3.240

WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL

VOLUME RF TRANSMIT COIL of sufficient size for whole body examinations of adult PATIENTS

201.3.241

WHOLE BODY SAR

SAR averaged over the total mass of the body and over a specified time

201.3.242

FIXED PARAMETER OPTION

FPO

option within existing modes (i.e. NORMAL OPERATING MODE or FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE), which specifies a set of operational limit values for the allowable RF field and GRADIENT OUTPUT and the specified B_0 of the MR EQUIPMENT in a MR EXAMINATION

201.3.243

FIXED PARAMETER OPTION: BASIC

FPO:B

"basic" denotes a specific implementation of FPO, exclusively for 1,5 T MR SYSTEMS

Note 1 to entry: The note to entry in French concerning the source of the abbreviation "FPO:B" concerns the French text only.

201.3.244

B_{1+}

component of the RF field in the rotating frame that is effective for tilting of the nuclear magnetization

201.3.245.

$B_{1+ \text{ PEAK}}$

peak amplitude of B_{1+}

* 201.3.246

$(|dB/dt| \text{ PEAK})_{\text{FPO}}$

maximum time rate of change of the magnitude of the magnetic field during the MR EXAMINATION, evaluated at the location defined for FPO, i.e. a surface providing 5 cm clearance to the outline of the PATIENT accessible volume

* 201.3.247

$(|dB/dt| \text{ RMS})_{\text{FPO}}$

root mean square (rms) of the magnitude of the time rate of change of the magnetic field for FPO

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right|_{RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

Where t is time, and t_x is the integration time. dB_{FPO}/dt is a conservative model estimate of the magnetic field associated with the switching gradients

201.3.248

SLEW PERCENTAGE

fraction of time that any gradient is slewing at any rate

201.3.249

CIRCULARLY POLARIZED RF

RF excitation where the two principal electromagnetic modes of the VOLUME RF TRANSMIT COIL are driven with equal amplitude and 90° phase difference

Note 1 to entry: This drive operation is denoted as “CP” on user interfaces and in ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Note 2 to entry: Circularly polarized RF is also commonly referred to as quadrature drive

* 201.3.250

SPATIAL FIELD GRADIENT

SFG

spatial rate of change of the main magnetic field $|\nabla \vec{B}|$, expressed in [T/m]

Note 1 to entry: Attractive magnetic forces on magnetisable or saturated ferromagnetic objects scale linearly with SFG.

Note 2 to entry: The note to entry in French concerning the source of the abbreviation “SFG” concerns the French text only.

Table 201.101 – List of symbols and abbreviations

Symbol	SI-Unit	Definition
B_0	T	Static magnetic field
B_{1+}	T	Magnetic induction of the radio frequency magnetic field
B_{1+RMS}	T	Root mean square of B_{1+}
dB/dt	T/s	TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD (dB/dt)
E	V/m	Electric field induced by gradient switching
G	T/m	Magnetic field gradient
$L01$	V/m or T/s	Limit of the GRADIENT OUTPUT for the NORMAL OPERATING MODE
$L12$	V/m or T/s	Limit of the GRADIENT OUTPUT for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE
O	depending on context	PNS OUTPUT
O_i	depending on context	PNS OUTPUT per GRADIENT UNIT
rb	V/m or T/s	Rheobase
SAR	W/kg	SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)
$t_{s,eff}$	ms	EFFECTIVE STIMULUS DURATION
t_{SAR}	min	Averaging time for the determination of SAR
T	°C	Temperature
w_i	none	Weight factor per GRADIENT UNIT relating the GRADIENT OUTPUT of that unit to the limit

201.4 General requirements

Clause 4 of the general standard applies, except as follows:

201.4.3 ESSENTIAL PERFORMANCE

Addition:

NOTE 101 ~~No ESSENTIAL PERFORMANCE requirements have been identified for the MR EQUIPMENT within the scope of the standard.~~ For the functions of the MR EQUIPMENT covered by this standard no specific ESSENTIAL PERFORMANCE requirements have been identified. Other functions of the MR EQUIPMENT may constitute ESSENTIAL PERFORMANCE. See the general standard for requirements to the RISK MANAGEMENT FILE of the MANUFACTURER to cover the analysis of ESSENTIAL PERFORMANCE of the MR EQUIPMENT.

201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT

Clause 5 of the general standard applies except as follows:

201.5.7 Humidity preconditioning treatment

Addition:

For those MR SYSTEMS **and MR EQUIPMENT** that are to be used only in controlled environments, as to be specified in the technical description, no humidity preconditioning is required.

NOTE A controlled environment is not the same as CONTROLLED ACCESS AREA.

201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 6 of the general standard applies.

201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents

Clause 7 of the general standard applies except as follows:

201.7.2 Marking on the outside of ME EQUIPMENT or ME EQUIPMENT parts

201.7.2.13 Physiological effects (safety signs and warning statements)

Addition:

Applicable safety signs ISO 7010-W005 (see Table 201.D.101, safety sign 1) and ISO 7010-W006 (see Table 201.D.101, safety sign 2) shall be placed at the entrance of the CONTROLLED ACCESS AREA. The safety signs may be accompanied by text explaining that the magnetic field is always on, but that EMF emission is restricted to the situation when the MR EQUIPMENT is scanning.

For MR EQUIPMENT that does not require a CONTROLLED ACCESS AREA, the need for and location of the safety signs shall be described in the RISK MANAGEMENT FILE by the MANUFACTURER.

Information shall be provided in the instructions for use concerning specific physiological effects related to MR EQUIPMENT.

201.7.9 ACCOMPANYING DOCUMENTS**201.7.9.1 General**

Addition:

The ACCOMPANYING DOCUMENTS should provide sufficient information to the RESPONSIBLE ORGANIZATION to enable it to comply with the local regulations and requirements for exposure limits appropriate to the PATIENT and MR WORKER.

201.7.9.2 Instructions for use**201.7.9.2.10 Messages**

Replacement:

The instructions for use shall list all system messages, error messages, and fault messages that are generated related to safety concerns unless these messages are self-explanatory.

201.7.9.2.17 ME EQUIPMENT emitting radiation

Addition:

NOTE The instructions for use in 201.7.9.2.101 and the compatibility technical specification sheet in the technical description in 201.7.9.3.101 provide detailed information concerning electromagnetic fields of the MR EQUIPMENT.

Addition:

*** 201.7.9.2.101 Instructions for use for MR EQUIPMENT***** a) Pre-screening of the PATIENT and the MR WORKER**

Instructions for use shall provide clear recommendations to the RESPONSIBLE ORGANIZATION regarding pre-screening of PATIENTS and MR WORKERS. This specifically applies to those PATIENTS and MR WORKERS who could be placed at RISK due to their professional activity, past medical history, present medical state and/or the physical environment of the MR EQUIPMENT. These instructions shall indicate the need for a pre-screening programme to identify such PATIENTS and MR WORKERS at RISK, and shall provide recommendations to adequately safeguard these PATIENTS and MR WORKERS from injury. For the MR WORKER and the PATIENT especially the RISK due to the past professional activity, which could have caused accidental implantation of ferromagnetic materials, shall be considered.

The following specific classes of PATIENTS shall be mentioned:

- classes of PATIENTS for whom MR EXAMINATIONS are considered to be contraindicated;
- classes of PATIENTS having higher than normal likelihood of needing emergency medical treatment, independent of the physical environment of the MR EQUIPMENT;
- classes of PATIENTS having a higher than normal likelihood of needing emergency medical treatment due to the elevated values of the applied fields, when the MR EQUIPMENT is capable of operating within the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE as described in subclause 201.12.4.101.

* b) MEDICAL SUPERVISION OF PATIENTS

Instructions for use shall provide clear recommendations to the RESPONSIBLE ORGANIZATION to establish a programme for the supervision appropriate to the classes of PATIENTS described in 201.7.9.2.101 a) and to the controlled modes of operation of the MR EQUIPMENT as defined in 201.3.208, 201.3.231 and 201.3.244.

Instructions for use shall:

- include the recommendation that all PATIENTS should receive at least ROUTINE MONITORING;
- if the MR EQUIPMENT is capable of operating within the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE: give recommendation that procedures should be established to ensure that MEDICAL SUPERVISION is provided when entering the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;
- if the MR EQUIPMENT is provided with a SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE: include notification that operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE requires approval of investigational human studies protocol according to local requirements (e.g. ethics committee, investigational review board, etc.). In addition it shall be stated that the local approval should specifically state limits for GRADIENT OUTPUT, SAR and static field strength.

* c) Emergency medical procedures

Instructions for use shall give clear recommendation to the RESPONSIBLE ORGANIZATION to define and implement specific emergency medical procedures that apply to the PATIENT and that take into account the presence of the magnetic field, so that if during MR EXAMINATION the PATIENT feels ill or is injured by external causes, medical treatment can be given as soon as possible.

These instructions shall include recommendations to establish a procedure for removing PATIENTS rapidly from the magnet's influence, if necessary, by using the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT.

* d) Exposure of the PATIENT and MR WORKER to excessive acoustic noise

The instructions for use:

- shall draw attention to the possibility that anaesthetised PATIENTS can have less than normal protection against high sound pressure, so that ear protection for these PATIENTS should not be omitted even at moderate sound levels;
- shall draw attention to the fact that in some countries legislation may exist covering the exposure of personnel to noise;
- shall state that for tasks in the CONTROLLED ACCESS AREA during scanning, the MR WORKER shall wear adequate hearing protection to reach compliance with the rules for protection of personnel to noise;
- shall draw attention to the RISK of temporary or permanent hearing impairment if adequate hearing protection is not used.

For MR EQUIPMENT that is capable of producing more than an A-weighted r.m.s. sound pressure level ($L_{Aeq, 1h}$) of 99 dB(A), the instructions for use:

- shall state that the A-weighted r.m.s. sound pressure level is measured according to NEMA MS 4:2005 2010;
- shall state that hearing protection shall be used for the safety of the PATIENT and that this hearing protection shall be sufficient to reduce the A-weighted r.m.s. sound pressure level below 99 dB(A);

- shall state that special attention and special training for the OPERATOR is required for proper positioning of the hearing protection, especially when standard ear muffs cannot be applied, or no protection at all can be applied, as for neonates and premature infants;
- shall draw attention to a warning that due to increased anxiety, accepted sound pressure levels can still be of concern to pregnant women and the foetus, to new-borns, infants and young children and to the elderly;

NOTE 1 ~~A suitable warning sign is specified in ISO 7010:2003, Amendment 3 (2007). An applicable safety sign is ISO 7010-M003 (2011) (see Table 201.D.101, safety sign 6).~~

* e) CONTROLLED ACCESS AREA

When the installation of a CONTROLLED ACCESS AREA is required for the MR EQUIPMENT (see 201.7.9.3.101 a) and 202), the instructions for use

- shall state, that it is the responsibility of the RESPONSIBLE ORGANIZATION to follow local statutory requirements with respect to access to the CONTROLLED ACCESS AREA;
- shall specify, preferably accompanied by a scaled diagram, the size and shape of the CONTROLLED ACCESS AREA;
- shall indicate the need to establish adequate rules for controlling access to the CONTROLLED ACCESS AREA in terms of the potential RISK to PATIENTS and MR WORKERS within the CONTROLLED ACCESS AREA from the attraction of objects containing iron or other magnetically active materials or from torque on such metallic materials and the potential RISK to persons inadvertently entering the area who can be affected by the possible dysfunction of their medical implants such as pacemakers;

NOTE 2 For magnetic field strengths less than 0,5 mT no administrative controls are required.

- shall list EQUIPMENT and tools specified or recommended by the MANUFACTURER for use in the CONTROLLED ACCESS AREA. For all EQUIPMENT, ACCESSORIES or tools listed, a description should be given of special measures that are needed, if any, for their installation as well as special precautions, if any, for their use;
- shall state that peripheral equipment, including PATIENT monitoring, life supporting devices and emergency care equipment, which is not specified or recommended for use in the CONTROLLED ACCESS AREA, can be disturbed by the radio frequency field, the switched gradients or the magnetic fringe field of the MR EQUIPMENT and that this peripheral equipment can also disturb the proper functioning of the MR EQUIPMENT;
- shall explain the meaning of device labelling for MR safe, MR conditional and MR unsafe.

* f) Liquid and gaseous cryogens

For MR EQUIPMENT equipped with superconducting magnets, instructions for use shall, in order to prevent accidents and QUENCH:

- require adequate provisions for supply of liquid cryogen;
- recommend that cryogen refilling be performed by trained and experienced personnel only; provide information on maintenance and inspection of the magnet including the liquid cryogen level(s);
- provide information on the minimum cryogen level(s) required for normal operation;
- require that frequent checks of cryogen level(s) be carried out by the RESPONSIBLE ORGANIZATION;
- give clear information on potential HAZARDS of the use of liquid cryogen as well as information on proper handling of these liquids. This shall include information concerning:
 - the wearing of protective clothing to prevent frostbite;

NOTE Applicable safety signs ISO 7010-M004 (see Table 201.D.101, safety sign 7) and ISO 7010-M009 (see Table 201.D.101, safety sign 8) are appropriate for placement near the location where the cryogen refill is performed.

- procedures to be performed after gas release;
- precautions against lack of oxygen;
- the use of non-magnetic containers for the cryogen that are being supplied;
- procedures to be followed if flammable materials are found near the cryogen container.

NOTE 3 Liquid oxygen can accumulate, or the gaseous oxygen concentration can become high in the vicinity of the cryogen.

* g) Operating modes

Instructions for use shall provide information concerning the meaning and background of each mode of operation: NORMAL OPERATING MODE, FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, and SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, as they are defined in 201.12.4.101. The instructions for use shall also give the explanation that the static magnetic field, GRADIENT OUTPUT and SAR levels for PATIENTS are based on current scientific literature related to safety, and that the level of exposure, the decision of leaving the NORMAL OPERATING MODE and the possible need for physiological monitoring of the PATIENTS shall be a medical judgement as to the PATIENTS' potential RISK versus benefit.

Instructions for use shall explain the requirements of each operating mode:

- For MR EQUIPMENT operating within the NORMAL OPERATING MODE, no specific indication or measure is required to be displayed.
- For MR EQUIPMENT capable of operation in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the properties of the MR EQUIPMENT with respect to displayed indication before entering this mode and to deliberate action when entering this mode, as required in 201.12.4.101.4 shall be described. Also, MEDICAL SUPERVISION shall be recommended as required in 201.7.9.2.101 b).
- For MR EQUIPMENT capable of operating within the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, specific security measures shall be provided as required in 201.12.4.101.5 to prevent unauthorised operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is only permitted under a human studies protocol approved according to local requirements as required in 201.7.9.2.101 b).

Instructions for use shall recommend that attention should be paid to the safety of PATIENTS in terms of the deliberate action and MEDICAL SUPERVISION which is required for entering the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, or in terms of the specific security measures and approval of investigational human studies protocol according to local requirements required for entering the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

* h) Exposure of the PATIENT and MR WORKER to the static magnetic field

For MR EQUIPMENT that is capable of operation in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE or the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for static magnetic field, the instructions for use shall:

- explain the possible effects that PATIENTS and MR WORKERS can experience when the main static magnetic field is above the level of the NORMAL OPERATING MODE, paying particular attention to the effects that can be experienced if the PATIENT's or the MR WORKER's head is moved rapidly while inside or close to the MR EQUIPMENT, including vertigo, nausea and a metallic taste in the mouth;
- recommend that the PATIENT remains still while in the region of high static magnetic field;
- provide information on the values of B_0 which the MR EQUIPMENT is capable of;

- explain that when the main static magnetic field is higher than 3 T and not exceeding ~~4~~ 8 T, the MR SYSTEM is continuously operating in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE and therefore ensure that MEDICAL SUPERVISION is provided for all PATIENTS;
- explain that adequate training shall be given to MR WORKERS to minimise adverse health effects arising from the high static magnetic field;
- explain the health effects related to the increased static magnetic field;
- explain the possible changes in the MR compatibility of the tools and accessories used by the MR WORKER as a function of the value of the static magnetic field;
- explain that when the main static magnetic field is higher than ~~4~~ 8 T, the MR SYSTEM is continuously operating in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE and therefore ensure that MEDICAL SUPERVISION is provided for all PATIENTS. Explain that in this situation MR WORKERS shall not be allowed to access the MR EQUIPMENT without special authorization.

i) Exposure of the PATIENT to time varying magnetic fields

For MR EQUIPMENT that is capable of operation at levels of GRADIENT OUTPUT above the NORMAL OPERATING MODE the instructions for use shall:

- explain the possible effects on the PATIENTS of the level of GRADIENT OUTPUT in each of the operating modes with which the MR EQUIPMENT is provided, paying particular attention to possible effects on the peripheral nervous system and on the heart;
- provide information on the GRADIENT OUTPUT of which the MR EQUIPMENT is capable in each operating mode;
- explain that the MR EQUIPMENT will display an indication of the appropriate operating mode when the value of GRADIENT OUTPUT exceeds the limits of the NORMAL OPERATING MODE;
- describe the gradient system as either a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM or as a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM and describe the volume in which the GRADIENT OUTPUT is in compliance.

j) Exposure of the PATIENT to radio frequency magnetic fields

The instructions for use shall draw attention to RISK factors, which can increase the potential for local excessive RF heating of the PATIENT and they shall describe ways for the OPERATOR to mitigate these RISK factors. These factors include:

- the presence of conductive (metallic) objects or implants within the sensitivity region of the RF transmit coil. All clothing containing metallic thread or components and all other metallic objects such as watches, coins, etc. shall be removed from the PATIENT;
- the use of medicinal products in transdermal patches which can cause burns to the underlying skin;
- the fact that skin-to-skin contact can form a conductive loop through part of the body, e.g., inner thigh-to-thigh, calf-to-calf, hand-to-hand, hand-to-body, ankle-to-ankle contact;
- the presence of damp clothing;
- the placement of the body or extremities against the RF transmit coil surface;
- the contact between PATIENT and RF receive coil cable and the routing of the RF coil cable in proximity to RF transmit coil;
- the formation of loops with RF receive coil cables and ECG leads;
- the use of MR conditional ECG electrodes and leads. Inform the OPERATOR to read and carefully follow the instructions for use. Inform the OPERATOR to always use electrodes that have not passed their expiration date.

- the scanning of sedated or unconscious PATIENTS, or PATIENTS with loss of feeling in any body part, e.g., paralysis of arms or legs, and who would therefore not be able to alert the OPERATOR as to excessive heating and associated tissue damage;
- the presence of unconnected receive coils or electric cables that remain in the RF transmit coil during the examination.

For MR EQUIPMENT that is capable of operation at SAR levels above the NORMAL OPERATING MODE, the instructions for use shall:

- explain the possible effects of elevated values of the different types of SAR that are limited by the MR EQUIPMENT as required in 201.12.4.103;
- explain the possible effects of the SAR on the PATIENTS in each of the operating modes provided by the MR EQUIPMENT, paying particular attention to the safety of PATIENTS who can have reduced thermal regulatory capabilities and increased sensitivity to raised body temperature (e.g. febrile and cardiac decompensated PATIENTS, those with compromised ability to perspire, and pregnant women). In addition, information describing the importance of environmental controls and the effect of ENVIRONMENTAL TEMPERATURE on PATIENT CORE TEMPERATURE rise shall be provided, along with recommendations for environmental conditions for the PATIENT;
- provide information on the values of each type of SAR the MR EQUIPMENT is capable of;
- explain that the limits for the operating modes for WHOLE BODY SAR given in 201.12.4.103 assume that the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE is not more than 25 °C. In addition, the instructions for use shall explain how the SAR is controlled outside these environmental specifications. This explanation shall
 - specify that the MR EQUIPMENT shall not be used when the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE is greater than 25 °C, or
 - explain that the limit of the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for SAR shall be reduced according to 201.12.4.103.2 (only for MR EQUIPMENT that has the capability to measure the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE);
- draw attention to means to reduce the RISK from high SAR scanning, such as the need for breaks for the PATIENT to cool down, light clothing for the PATIENT and adequate ventilation of the PATIENT space;
- explain that the value of the B_{1+RMS} displayed on the CONTROL PANEL for each sequence is an indication of the RF magnetic field intensity. It can be of use to determine the RISK of scanning a patient with an active or passive implant.

* k) Occupational exposure to EMF

The instructions for use shall draw attention to the fact that MR WORKERS can be exposed to the electromagnetic fields (EMF) emitted by the MR EQUIPMENT. It shall provide sufficient information relating to the RISKS from these exposures to enable safe working procedures for the MR WORKER. The relevant requirements of 201.7.9.2.101 i) and j) for the PATIENT shall also apply for the MR WORKER. This information shall also include

- specification of areas to which access by the MR WORKER is restricted, if any;
- information on the maximum levels of the exposure in areas accessible to the MR WORKER, expressed in proper units for the static magnetic field (see subclause 201.7.9.2.101 h) and 201.12.4.104), the GRADIENT OUTPUT (see subclause 201.7.9.2.101.i) and 201.12.4.102) and the RF transmit field (see subclause 201.7.9.2.101 j) and 201.12.4.103) generated by the MR EQUIPMENT;
- instructions that the MR WORKER shall be informed and trained sufficiently so that they can perform all their tasks safely in a way that minimizes their exposure to EMF emitted by the MR EQUIPMENT;

- a statement that there is a possibility that mild Peripheral Nerve Stimulation (PNS) can be induced in the PATIENT and MR WORKER when exposed to the gradients in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;

The RISK factors associated with the expected exposure levels for the MR WORKER shall be explained. A description of ways for the MR WORKER to mitigate these RISK factors shall be given.

Known factors to draw attention to are:

- the possible physiological effect of exposure to RF radiation is heating. Exposure to RF radiation can be minimized by keeping sufficient distance away from the transmit RF coil or by reducing time of exposure during scanning;
- the possible physiological effect of exposure to the GRADIENT OUTPUT is peripheral nerve stimulation for the person exposed. Especially MR WORKERS performing INTERVENTIONAL MR EXAMINATIONS, shall be informed and trained that, although peripheral nerve stimulation is not expected, the SAFETY of PATIENTS shall not be compromised during interventional procedures due to peripheral nerve stimulation. Exposure to GRADIENT OUTPUT can be minimized by keeping sufficient distance away from the gradient coils during scanning.
- the possible physiological effects of exposure to static magnetic field are dizziness, vertigo, and a metallic taste in the mouth of the person exposed. Exposure to the static magnetic field can be minimized by staying away from the magnet (not just during scanning but all the time) and by avoiding rapid movements of the head while in the static magnetic field.

The INSTRUCTIONS FOR USE may state that it is generally accepted that no published evidence supporting the occurrence of cumulative and/or long-term effects after exposure to EMF emitted by the MR EQUIPMENT exists.

The instructions for use shall state that extra precaution is advisable for pregnant MR WORKERS, although there is no currently available epidemiological evidence for any negative health effects.

NOTE 4 Local regulations might apply.

The instructions for use shall state that the limits for MR WORKERS may not be applicable when an MR WORKER is pregnant. It might be required in some countries that the 'member of the public' limit be applied to the foetus, which implies that the pregnant MR WORKER is not allowed to be present in the examination room during scanning.

The instructions for use shall state that in some countries legislation might exist covering occupational limits for exposure to EMF, that are lower than the limits for MR WORKER given in this standard.

* I) Auxiliary EQUIPMENT

The RESPONSIBLE ORGANIZATION shall be made aware that any application of physiological monitoring and sensing devices to the PATIENT should be made under the RESPONSIBLE ORGANIZATION'S direction and is the RESPONSIBLE ORGANIZATION'S responsibility.

The instructions for use shall warn the RESPONSIBLE ORGANIZATION and the OPERATOR that the use of auxiliary equipment, such as physiological monitoring and gating equipment and RF transmit coils, which has not been specifically tested and approved for use in the environment of the MR EQUIPMENT might result in burns or other injuries to the PATIENT. Instructions for use shall further warn the RESPONSIBLE ORGANIZATION and the OPERATOR that even auxiliary devices labelled as MR safe or MR conditional with MR EQUIPMENT or MR SYSTEMS might be capable of causing injury if the MANUFACTURERS instructions, especially with respect to electrically conducting lead positioning, are not followed.

m) EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT

The instructions for use shall indicate when and how the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT should be operated in the event of an emergency. Examples of situations which would require emergency field shut down shall be provided.

NOTE 5 Permanent magnets cannot be de-energized in case of emergency.

n) Fire precautions

The instructions for use shall recommend to the RESPONSIBLE ORGANIZATION that fire precautions should be discussed with the local fire department, that emergency procedures should be established and that it is the RESPONSIBLE ORGANIZATION's responsibility to take the necessary initiatives.

o) Artefacts

The instructions for use shall alert the OPERATOR to the fact that image artefacts can occur as a result of technological and physiological factors (e.g. magnet homogeneity, gradient linearity, truncation, aliasing, motion, flow, chemical shift, susceptibility variations, etc.). The effects of these factors (e.g. image non-uniformity, geometric distortion, ghosts, wraparound etc.) on the image shall be described. Methods of correcting or mitigating such effects (e.g. changing bandwidth, gradient moment nulling, pre-saturation, etc.) shall also be discussed.

p) Recommended training

The instructions for use shall recommend that training is needed for the MR WORKER to operate the MR EQUIPMENT safely and effectively. This training shall include emergency procedures, including those for the issues described in this subclause under

- c) Emergency medical procedures
- e) CONTROLLED ACCESS AREA
- m) EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT
- n) Fire precautions
- s) Emergency actions in the event of a QUENCH.

q) Quality assurance

The instructions for use shall describe the quality assurance procedures recommended for the RESPONSIBLE ORGANIZATION, including a description of all of the phantoms to be used.

r) Maintenance

The instructions for use shall include the recommended maintenance schedules for the MR EQUIPMENT. Items that should be performed by service personnel shall be identified.

* s) Emergency actions in case of a QUENCH

The instructions for use shall include instructions on how to identify a QUENCH and how to act in the event of a QUENCH, especially when the venting system of the superconducting magnet system fails.

* t) Scanning of PATIENTS with active or passive implants.

The instructions for use shall declare that MR scanning is contra-indicated for PATIENTS with implants, the exception being PATIENTS with known MR safe or MR conditional implants that

can be scanned according to the conditions specified in the implant labelling. The instructions for use shall describe the significant RISKS associated with the scanning of PATIENTS with active or passive implants containing metal or other magnetic and/or electrically conductive materials

- the electromagnetic fields might exert strong forces on ~~the metallic~~ such implants;
- ~~or the electromagnetic fields~~ might interfere with the operation of active devices;
- ~~They the implants~~ might cause significant artefacts in the MR image;
- ~~and MR scanning when an implant is present~~ might cause ~~adverse health effects~~ HARM such as internal heating that results in tissue damage, loss of physiologic function and serious injury.

~~When the implant device is labelled as MR safe or MR conditional, the OPERATOR is then informed via the instructions for use of the implant about the safety and possible conditions to be taken into account during scanning. The instructions for use shall explain that further information is described in the ACCOMPANYING DOCUMENTS of the implant MANUFACTURER.~~

The instructions for use shall also address the following related to MR scanning of PATIENTS with MR conditional implants:

- the MR scan should only be conducted based on the result of a risk versus benefit assessment by the RESPONSIBLE ORGANIZATION;
- the MR OPERATOR shall adhere to the conditions of use defined in the MR conditional implant labelling as described in the ACCOMPANYING DOCUMENTS of the implant MANUFACTURER;
- the instructions for use shall include a statement to explain the roles and responsibilities of the MR MANUFACTURER, the implant MANUFACTURER and the MR OPERATOR in scanning of PATIENTS with MR conditional implants.

NOTE 8 Sample text is provided in Annex AA

* u) Scanning of pregnant PATIENTS.

The instructions for use shall describe that scanning of pregnant PATIENTS with the WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL should be limited to the NORMAL OPERATING MODE with respect to the SAR level.

Attention shall be drawn to the fact that the fetus is considered as part of the general public, and that it is especially sensitive to potential thermal events during the first trimester. The RESPONSIBLE ORGANIZATION should be advised to avoid scanning patients in the first trimester or with unknown pregnancy status.

NOTE Pregnancy status is part of the RIS information. It is recommended that feedback via the user interface be provided to the OPERATOR during examination setup to validate the pregnancy status. The MR EQUIPMENT may enforce scanning in NORMAL OPERATING MODE unless the pregnancy status is NO.

v) Scanning of PATIENTS with elevated body CORE TEMPERATURE.

~~The instructions for use shall describe that the MR EQUIPMENT shall limit the body CORE TEMPERATURE rise to avoid undue heat stress and prevent local tissue damage in the body of the PATIENT to values given in Table 201.104. The practical consequence of this limitation is that PATIENTS with a CORE TEMPERATURE higher than 39,5 °C cannot be scanned and PATIENTS with a CORE TEMPERATURE higher than 39,0 °C can only be scanned in NORMAL OPERATING MODE.~~

The instructions for use shall describe that the MR EQUIPMENT provides the operating modes to enable the OPERATOR to limit the body CORE TEMPERATURE rise of the PATIENT to avoid undue heat stress and prevent local tissue damage in the body of the PATIENT. Applicable limit values can be found in Table 201.104.

w) About function

The instructions for use shall specify where in the user interface the about function of the scanner can be found. The about function shall specify the hardware and software specification of the system, which together with the data given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS can be used to determine the specification of the static magnetic field, the gradients and the RF. More specifically the following information shall be given:

- Nominal B_0 value
- Maximum SPATIAL FIELD GRADIENT of the static magnetic field [T/m] outside the FIXED magnet covers
NOTE Historical labeling practice for MR conditional devices uses G/cm where 1 T/m is equivalent to 100 G/cm. Providing the conversion factor and/or the quantities in both units may be appropriate.
- Maximum spatial encoding gradient amplitude [mT/m] and maximum slew rate [T/m/s], both specified on a per axis basis
- Nominal frequency range per nuclei
- Maximum combined GRADIENT OUTPUT [T/s] on a cylinder with a diameter of 0,2 m, 0,4 m and bore-diameter minus 0,1 m

NOTE 6 For TRANSVERSE FIELD MAGNET types the cylinder axis (i.e. PATIENT axis) is perpendicular to the magnet axis. The term PATIENT bore is to be replaced by magnet gap between pole shoes: the term magnet length is to be replaced by pole shoe diameter.

x) FPO (FIXED PARAMETER OPTION)

If the system has FPO capabilities, the following information shall be given:

a statement that FPO limits the gradient and RF output in terms of dB/dt and B_{1+} ;

a statement that FPO requires OPERATOR activation;

instructions on how to activate FPO;

a statement that FPO limits may be part of MR conditional medical device labelling and that other scanning limits and/or PATIENT preparation may be required in addition to FPO to fully comply with the implant device MR conditional labelling;

a statement that FPO does not alter previously established operating modes, i.e. FPO can work in NORMAL OPERATING MODE and FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;

a statement indicating that FPO is for use with devices that have MR conditional labelling that specifies FPO and the use of FPO when scanning PATIENTS with medical devices that do not have FPO labelling is potentially hazardous and may cause serious injury or death.

201.7.9.3 Technical description

201.7.9.3.1 General

Replacement of the eighth dashed item of the first paragraph and Note 2:

information pertaining to any necessary recurrent BASIC SAFETY testing including details of the means, methods and recommended frequency.

Addition:

201.7.9.3.101 Technical description of MR EQUIPMENT

a) CONTROLLED ACCESS AREA and SPECIAL ENVIRONMENT

For MR EQUIPMENT that generates a stray field exceeding 0,5 mT outside its ~~permanently attached FIXED magnet cover, and/or an electromagnetic interference level that does not comply with IEC 60601-1-2,~~ the technical description

- shall indicate the necessity to define and permanently install a CONTROLLED ACCESS AREA around the MR EQUIPMENT such that outside this area, the static magnetic fringe field strength shall not exceed 0,5 mT;
 - ~~1) the magnetic fringe field strength shall not exceed 0,5 mT, and~~
 - ~~2) the electromagnetic interference level complies with IEC 60601-1-2:2007;~~
- shall give clear recommendations as to how this CONTROLLED ACCESS AREA shall be delimited, e.g. by markings on the floor, barriers and/or other means to allow the RESPONSIBLE ORGANIZATION to adequately control access to this area by unauthorised persons;
- shall state that the CONTROLLED ACCESS AREA should be labelled at all entries by appropriate warning signs, including an indication of the presence of static magnetic fields and their attractive force or the torque on ferromagnetic materials (see Annex AA for examples of warning signs and prohibitive signs).

For those parts of the MR EQUIPMENT that require installation in a SPECIAL ENVIRONMENT, to ensure compliance with IEC 60601-1-2:2014, the technical description shall describe the need for adequate RF shielding, including the presence of an RF door switch and interlock mechanism preventing undue RF emissions and immunity.

NOTE 5 See also 202.5.2.2.2

When the MR EQUIPMENT is designed for installation in a room in which audiovisual contact with the PATIENT is likely to be limited, the technical description shall specify provisions in the design of the room and in the EQUIPMENT to enable audio and visual contact with the PATIENT during the MR EXAMINATION. The audio visual contact shall be sufficient to allow ROUTINE MONITORING and MEDICAL SUPERVISION of the PATIENT.

* b) Compatibility technical specification sheet

In addition to the instructions for use for MR EQUIPMENT a compatibility technical specification sheet shall be provided with sufficient information to enable testing the proper operation of peripheral equipment and to provide information to the RESPONSIBLE ORGANIZATION. The compatibility technical specification sheet (product data sheet) shall describe a number of parameters which characterise the MR EQUIPMENT. The parameter list includes:

- Magnet: type, field strength, bore dimension, cryogen types and boil-off rates, spatial distribution of surrounding field in plots relating to a typical installation of the MR EQUIPMENT:
 - The plots shall represent three suitable orthogonal planes through the magnet centre to illustrate maximum spatial extent of iso-magnetic contours.
 - Each plot shall contain at least the iso-magnetic contours with values of 0,5 mT, 1 mT, 3 mT, 5 mT, 10 mT, 20 mT, 40 mT, and 200 mT as well as a distance scale and a superimposed outline of the magnet.
 - The position in locations outside the FIXED magnet covers where SPATIAL FIELD GRADIENT (SFG) of the main magnetic field is a maximum, and the values of B_0 and the spatial gradient of B_0 SFG at that location. At this location the force on a saturated ferromagnetic object resulting from the spatial gradient of the main magnetic field is maximum.
 - The position in locations outside the FIXED magnet covers where the product of the magnitude of the static magnetic field B_0 and the spatial gradient of B_0 SFG is a maximum and the value of B_0 and the spatial gradient of B_0 SFG at that location. At this location, the force on a diamagnetic or paramagnetic object, or a ferromagnetic material below its magnetic saturation point, is a maximum.
 - A plot representing the 0,5 T, 1 T, 1,5 T, 2 T, 3 T and the 4 T iso-magnetic contours of the static magnetic field at positions accessible to and relevant for the MR WORKER shall be provided. Only the contour lines the magnet can produce are required.

- Gradient system: type, maximum amplitude, fastest rise time, maximum slew rate and spatial distribution of the maximum magnitude values of the vector sum of the field components generated by each of the three GRADIENT UNITS:
 - Spatial distribution of the maximum magnitude values of the vector sum of the field components generated by each of the three GRADIENT UNITS simultaneously at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER during scanning as described in subclause 201.12.4.105.2.3.
 - Spatial distribution of the maximum magnitude values of the vector sum of the field components generated by each of the three GRADIENT UNITS simultaneously at positions on virtual cylinders coaxial with the patient axis with diameters of 0,2 m, 0,4 m and 0,1 m less than the narrowest aperture of the PATIENT accessible space. The virtual cylinders have the same length as the gradient coil. In the cylinder axis direction the points shall have a separation of not more than ~~0,02~~ 0,05 m. Detailed calculation shall be performed in a fashion equivalent to the description given in subclause 201.12.4.105.2.3.

NOTE 1 These requirements are for PATIENT safety and consequently differ from the requirements for the MR WORKERS as defined in subclause 201.12.4.105.2.3.

- RF system, types of RF transmit coils, amplifier peak power, applied maximum RF transmit field bandwidth, the maximum specified B_{1+RMS} for each volume transmit coil, and
 - the spatial distribution of the maximum RF transmit field for the unloaded coil at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER during scanning as described in subclause 201.12.4.105.3.3.
 - the maximum RF transmit field at the ISOCENTRE of the system when the unloaded coil is positioned for imaging at the ISOCENTRE, and the distances from the ISOCENTRE on the coil axis (i.e. normally the z-direction) at which the RF transmit field is reduced by 3 dB and 10 dB from the maximum field at the ISOCENTRE

NOTE 2 These requirements are for PATIENT safety and consequently differ from the requirements for the MR WORKERS as defined in subclause 201.12.4.105.3.3.

– Compatibility protocols:

The MANUFACTURER of MR EQUIPMENT shall suggest protocols, which can be run routinely on the MR EQUIPMENT, to enable the MANUFACTURER of peripheral equipment to test the functionality of the peripheral equipment in the fields produced by the MR EQUIPMENT. The protocols are designed to run the MR EQUIPMENT with high transmit RF field or high gradient slew rates and amplitudes so that the MANUFACTURER of peripheral equipment can investigate the influence of the MR EQUIPMENT on its peripheral equipment. The tests are not intended for estimation of the possible effect of the peripheral equipment on the resulting image quality of the MR EQUIPMENT and are no guarantee that the peripheral equipment will function properly.

- PATIENT space: size, ventilation, communication, and lighting.
- PATIENT SUPPORT: dimensions, positioning, accuracy and maximum load.

* c) Safety provisions in the event of a QUENCH

For MR EQUIPMENT equipped with superconducting magnets, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall

- state the requirements for a venting system for the superconducting magnet which connects the cryostat of the magnet to the outside atmosphere and which is designed to withstand a QUENCH and to protect nearby persons in the event of a QUENCH;
- provide guidelines for the construction (dimensions, position, assembly and material to be applied) of the venting system for the superconducting magnet inside and outside the examination room;
- recommend a preventive maintenance program, which states that regular checks of the adequateness of the function of the venting system for the superconducting magnet are to be made;

- state requirements for the design of the examination room to ensure safety of the PATIENT and other persons inside and outside the examination room in the event of failure of the venting system during a QUENCH. The suggested design shall address the issues of reducing pressure build-up, temperature decrease and oxygen depletion during a QUENCH. A number of acceptable solutions for such provisions, demonstrated to be effective by simulation or test, shall be listed, so that even when the venting system of the superconducting magnet fails to work adequately, the chance of a HAZARD for the PATIENT or other persons inside as well as outside the examination room, as caused by pressure build-up, temperatures decrease or oxygen depletion during the QUENCH, is reduced considerably;
- state the need for the RESPONSIBLE ORGANIZATION to establish an emergency plan for a QUENCH, including a situation in which the venting system for the superconducting magnet fails to function adequately;
- state the need for possible extra control measures for the PATIENT ventilation system in order not to expose the PATIENT to additional helium transported to the PATIENT via the PATIENT ventilation system. The PATIENT ventilation system should have its inlet opening in a safe place (such as at a low level in the examination room or directly connected to the air-conditioning of the examination room), or be connected to a QUENCH detector, so that the PATIENT ventilation system can be automatically controlled when a QUENCH occurs and will not transport helium to the PATIENT inside the scanner.

NOTE 3 The venting system for the superconducting magnet is considered to be the cryogenic vent pipe and all the extra components necessary to safely accommodate a QUENCH.

NOTE 4 Examination room configurations demonstrated by simulation or test that are acceptable include:

- configurations in which the RF door opens outwards or is a sliding RF door;
- configurations in which the RF door opens inwards, if these include extra precautions to prevent PRESSURE build up. This can be realized by one of the following
 - an emergency examination room air extraction system, which can be switched on (possibly automatically via a hardwired oxygen monitor in the ceiling of the examination room to detect the escape of helium gas) to maximum in the event of a QUENCH; or
 - an opening in the wall or ceiling of the examination room, venting towards an open area; or
 - a possibility of opening the observation window in the examination room outward or by sliding; or
 - a second independent venting system for the superconducting magnet that remains operational in case the regular venting system for the superconducting magnet is obstructed; or
 - equivalent methods demonstrated to be effective by simulation or test.

d) Decay characteristics of magnetic field

For MR EQUIPMENT with superconducting magnets or resistive magnets, the technical description shall provide decay characteristics of the magnet in case of a QUENCH or of an emergency field shut down to enable the RESPONSIBLE ORGANIZATION to implement adequate life supporting and other safety procedures. These characteristics shall indicate the time from activation of the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT to the moment at which the field strength in the centre of the magnet has fallen to 20 mT.

In the technical description, guidance shall be given regarding where and how to install the actuator of the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT.

e) Type of gradient system

The gradient system shall be labelled in the technical description by the MANUFACTURER either as a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM or as a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM.

f) Safety site readiness check list

Recommend the usage of a 'safety site readiness check list', which should list all the safety related aspects for the installation and should be acknowledged by the relevant parties involved in the installation of the MR SYSTEM before operation of the system starts.

201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT

Clause 8 of the general standard applies except as follows:

* 201.8.7.3 Allowable values

Replacement:

- d) The allowable values of the EARTH LEAKAGE CURRENT are 5 mA in NORMAL CONDITION and 10 mA in SINGLE FAULT CONDITION. For permanently installed MR EQUIPMENT the EARTH LEAKAGE CURRENT under NORMAL CONDITION and SINGLE FAULT CONDITION shall not exceed 20 mA.

NOTE Local regulation can establish limits for protective earth currents of the installation. See also IEC 60364-7-710 [165] ²⁾.

Addition:

- e)aa) Limits for PATIENT LEAKAGE CURRENTS and PATIENT AUXILIARY CURRENTS under normal and single fault condition do not apply for frequencies above 1 MHz. Hazards arising from high frequency currents are addressed in 201.12.4.103.2.

201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 9 of the general standard applies except as follows:

201.9.6 Acoustic energy (including infra- and ultrasound) and vibration

Replacement:

* 201.9.6.2.1 Audible acoustic energy

The MR EQUIPMENT shall not produce noise having an unweighted peak sound pressure level (L_P) higher than 140 dB referenced to 20 μ Pa in any accessible area.

Compliance is checked by applying NEMA MS 4.

201.9.7 Pressure vessels and parts subject to pneumatic and hydraulic pressure

Addition:

201.9.7.101 Helium vessels of MR EQUIPMENT

If the helium vessel is designed as a pressure vessel, then it shall be in compliance with subclause 9.7 of the general standard, or with national regulations.

201.9.8 MECHANICAL HAZARDS associated with support systems

Replacement:

~~201.9.8.3.3 Dynamic forces due to loading from persons~~

~~*Addition:*~~

~~NOTE 1 The mass is accelerated for 150 mm, and then decelerates during compression of the 60 mm of foam, resulting in a force equivalent from 2 to 3 times the SAFE WORKING LOAD.~~

²⁾ Figures in square brackets refer to the Bibliography.

~~Where mechanical analysis proves that the following static load test is more severe than the dynamic load test specified in the general standard, it is possible to waive the dynamic load test based on RISK management.~~

~~Prior to performing this test, a PATIENT SUPPORT/suspension system is positioned horizontally in its most disadvantageous position in NORMAL USE where PATIENT LOADING and unloading takes place.~~

~~A mass which results in a force calculated to be greater than the dynamic load shall be placed on the PATIENT SUPPORT. The contact area of this mass is equivalent to that defined in Figure 33 of the general standard and is applied for at least one minute. Any loss of function or structural damage that could result in unacceptable RISK constitutes a failure.~~

~~NOTE 2 The foam described in Figure 33 is not used in this test.~~

201.9.8.3 Strength of PATIENT or OPERATOR support or suspension systems

201.9.8.3.3 Dynamic forces due to loading from persons

Addition:

Where it is determined that the dynamic loading test of the general standard applies, the following provides an alternative means of compliance.

NOTE 1 The mass is accelerated for 150 mm, and then decelerates during compression of the 60 mm of foam, resulting in a force equivalent from 2 to 3 times the SAFE WORKING LOAD.

Where mechanical analysis proves that the following static load test is more severe than the dynamic load test specified in the general standard, it is possible to waive the dynamic load test based on RISK MANAGEMENT.

Compliance is checked by the following test:

Prior to performing this test, a PATIENT support/suspension system is positioned horizontally in its most disadvantageous position in NORMAL USE WHERE PATIENT loading and unloading takes place.

A mass which results in a force calculated to be greater than the dynamic load shall be placed on the PATIENT support. The contact area of this mass is equivalent to that defined in Figure 33 of the general standard and is applied for at least one minute. Any loss of function or structural damage that could result in unacceptable RISK constitutes a failure.

NOTE 2 The foam described in Figure 33 of the general standard is not required for this test.

201.10 Protection against unwanted and excessive radiation HAZARDS

Clause 10 of the general standard applies.

201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS

Clause 11 of the general standard applies.

201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs

Clause 12 of the general standard applies except as follows.

*** 201.12.4 Protection against hazardous output**

201.12.4.1 Intentional exceeding of safety limits

Addition:

NOTE The second level controlled operating mode covers all relevant requirements for MR EQUIPMENT.

201.12.4.2 Indication relevant to safety

Addition:

NOTE All relevant requirements for MR EQUIPMENT are covered in 201.12.4.101

Addition:

201.12.4.101 Operating modes

201.12.4.101.1 General

When during its operation one or more of the outputs of the MR EQUIPMENT reach a level that might cause undue physiological stress to the PATIENT, the OPERATOR shall decide whether or not this operation is in the interest of the PATIENT. In this subclause, requirements on the design of the MR EQUIPMENT are given that can help the OPERATOR to make that decision. The requirements in this subclause describe three levels of operation of MR EQUIPMENT that are specified with respect to the user interface and information given to the OPERATOR (201.12.4.101) and with respect to the values of output permitted (201.12.4.102 – 201.12.4.104).

The requirements of this subclause shall apply separately for the operating modes regarding the GRADIENT OUTPUT, the SPECIFIC ABSORPTION RATES (SAR) and the static magnetic field.

Demonstration of compliance with the requirements of this subclause relating to operating modes, (i.e. the means for control, the deliberate action required and the information and indications provided) shall be checked by inspection. The methods of measurement to demonstrate compliance with the operating mode limits contained in 201.12.4.102 and 201.12.4.103 are described in 201.12.4.105.

201.12.4.101.2 All operating modes

MR EQUIPMENT shall comply with the following requirements:

- a) Means (control) shall be provided in order to ensure, that the limit(s) of the (selected) operating mode cannot be exceeded. This control shall be independent of OPERATOR input (as to PATIENT size, mass or position) or shall be checked by the MR EQUIPMENT in order to detect any OPERATOR input error.
- b) A reset to the NORMAL OPERATING MODE with respect to SAR and dB/dt shall be performed automatically with change of the PATIENT.
- c) The MR EQUIPMENT shall display on the CONTROL PANEL upon request the predicted value for the SAR. The MR EQUIPMENT shall display on the CONTROL PANEL upon request the predicted value for the B_{1+RMS} averaged over any 10 s period of the scan. The B_{1+RMS} value shall only be displayed when a volume RF transmit coil is applied.
- d) The MR EQUIPMENT shall, on request, display "CP" on the CONTROL PANEL if CIRCULARLY POLARIZED RF is used for the scan. For systems capable of other types of driving the VOLUME RF TRANSMIT COIL, means shall be provided to the MR OPERATOR to select CIRCULARLY POLARIZED RF. If selected, CIRCULARLY POLARIZED RF shall be active over the entire examination.

NOTE It is assumed that the maximum GRADIENT OUTPUT the system can deliver is known and available in the technical description.

201.12.4.101.3 NORMAL OPERATING MODE

For MR EQUIPMENT that is not capable of operation at levels above the NORMAL OPERATING MODE as specified in 201.12.4.102 and 201.12.4.103, no specific indication of the operating mode is required to be displayed at the CONTROL PANEL.

201.12.4.101.4 FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE

MR EQUIPMENT that allows the operation in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE as specified in 201.12.4.102 and 201.12.4.103 shall comply with the following requirements:

- a) Before the start of each scan, an indication of the operating mode defined by the predicted value of the GRADIENT OUTPUT and SAR, to be applied during the scan shall be displayed at the CONTROL PANEL.
- b) If the value of the GRADIENT OUTPUT or SAR that controls the scan is such as to enter the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the attention of the OPERATOR shall be drawn to this condition by a clear indication on the CONTROL PANEL. A record of the operating mode or equivalent data shall be an integral part of the image data.
- c) A deliberate action of the OPERATOR shall be necessary in order to enter the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

201.12.4.101.5 SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE

MR EQUIPMENT, which allows the operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for values of the GRADIENT OUTPUT or SAR as specified in 201.12.4.102 and 201.12.4.103, shall comply with the following requirements:

- a) A specific security measure that prevents access to the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE shall be deactivated before entering the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. The specific security measure shall be designed so that the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE can be accessed only under the authorisation of the medically responsible person acting under the authority of a human studies protocol approved according to local requirements. The specific security measure shall involve a key-lock, a combination lock, a software password, or other protective device.
- b) Before the start of each scan, an indication of the operating mode defined by the maximum GRADIENT OUTPUT and SAR value for the scan, and a statement of the SAR and the GRADIENT OUTPUT value to be applied during the scan shall be displayed at the CONTROL PANEL.
- c) A record of the GRADIENT OUTPUT or SAR that controls the scan values and the equivalent data shall be an integral part of the image data.
- d) An indication to the OPERATOR shall be included that the operating conditions are potentially hazardous and that these conditions should not be applied for normal clinical use.
- e) The MR EQUIPMENT shall provide means to set adjustable limits (in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE) of GRADIENT OUTPUT or different types of SAR which cannot be adjusted by the OPERATOR, unless authorized.

*** 201.12.4.102 Protection against excessive low frequency field variations produced by the gradient system****201.12.4.102.1 General**

In this standard, low frequency field variations produced by the gradient system are the variations which might produce cardiac or peripheral nerve stimulation (PNS) (i.e. the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $>20 \mu\text{s}$ and thus no tissue heating is considered).

201.12.4.102.2 Objectives for limitation of PNS OUTPUT

The MR EQUIPMENT shall be designed to automatically control the gradient waveforms so that cardiac stimulation in the PATIENT and in the MR WORKER at any operating mode is prevented.

The MR EQUIPMENT shall be designed to automatically control the gradient waveforms so that the occurrence of intolerable peripheral nerve stimulation (PNS) in the PATIENT and in the MR WORKER at any operating mode is minimized.

NOTE MR EQUIPMENT that meets the requirements given in the following subclauses are considered to satisfy these objectives when balanced against their diagnostic efficacy.

For this particular standard it is understood that

- PNS is the sensation of an activation of the nervous system due to gradient switching;
- the onset of sensation is the PNS THRESHOLD LEVEL (see 201.3.227);
- uncomfortable PNS is the level tolerable to the PATIENT and the MR WORKER when properly informed and motivated;
- intolerable PNS is the level at which the PATIENT will ask the scan procedure to be terminated immediately;
- cardiac stimulation is the induction of an ectopic beat or other cardiac arrhythmia.

The MR EQUIPMENT shall minimize the occurrence of uncomfortable PNS in the NORMAL OPERATING MODE.

201.12.4.102.3 Limits for PNS OUTPUT

201.12.4.102.3.1 General

In this subclause, limits for the PATIENT and the MR WORKER are expressed as a maximum value for the PNS OUTPUT, either as the

electric field E induced in the PATIENT or the MR WORKER by the changing magnetic field of the gradients, or

dB/dt , the TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD of the gradients.

The limits are a function of the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$. The EFFECTIVE STIMULUS DURATION is illustrated in Figure 201.101 for some waveforms.

Test conditions used to demonstrate compliance to these limits are defined in 201.12.4.105.2.

NOTE MR WORKER exposure limits are the same as the maximally allowed limits for the PATIENTS. Compliance with the PNS OUTPUT limits for PATIENTS therefore automatically implies compliance for the MR WORKERS.

201.12.4.102.3.2 Limits related to prevention of cardiac stimulation

To protect against cardiac stimulation in each operating mode, the GRADIENT OUTPUT of all GRADIENT UNITS shall satisfy:

$$E < \frac{2}{\left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t_{s,eff}}{3}\right) \right\}}$$

where

$t_{s,eff}$ (ms) is the EFFECTIVE STIMULUS DURATION ;

E (V/m) is the electric field induced by GRADIENT SWITCHING.

For MR EQUIPMENT provided with WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS, this limit may be replaced by:

$$dB / dt < \frac{20}{\left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t_{s,eff}}{3}\right) \right\}}$$

where

dB/dt (T/s) is the rate of change of the magnetic field during GRADIENT switching;

$t_{s,eff}$ (ms) is the EFFECTIVE STIMULUS DURATION.

201.12.4.102.3.3 Limits related to peripheral nerve stimulation (PNS)

Limits of PNS OUTPUT either shall be based on the results of an experimental study of human subjects as described in section a) of this subclause or shall have values as stated in section b) of this subclause.

a) Directly determined limits

Limits related to minimising PNS for any given type of gradient system may be based on direct determination from a study on human volunteers and are as follows:

- for operation in the NORMAL OPERATING MODE, the gradient system shall operate at a level that does not exceed 80 % of the directly determined mean PNS THRESHOLD LEVEL, and
- for operation in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the gradient system shall operate at a level that does not exceed 100 % of the directly determined mean PNS THRESHOLD LEVEL.

In addition the study may be used to derive weight factors for each GRADIENT UNIT, suitable for use in the control of the GRADIENT OUTPUT (see 201.12.4.102.2)

The manner in which the direct determined PNS THRESHOLD LEVEL and weight factors are obtained from the human volunteer study shall comply with the conditions stated in 201.12.4.105.1.

These limits and weight factors shall not be applied to other types of gradient systems, unless such types are shown to be of sufficiently similar design.

b) Default values

When no direct determination of limits is obtained, the GRADIENT OUTPUT limits for the NORMAL OPERATING MODE (L01) and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE (L12) shall, depending on the label (as defined in 201.7.9.3.101 e) not be larger than the values stated below:

$$L12 = 1,0 \text{ } rb(1 + 0,36 / t_{s,eff}), \text{ (} t_{s,eff} \text{ in ms)}$$

$$L01 = 0,8 \text{ } rb(1 + 0,36 / t_{s,eff}), \text{ (} t_{s,eff} \text{ in ms)}$$

where

$t_{s,eff}$ (ms) is the EFFECTIVE STIMULUS DURATION and

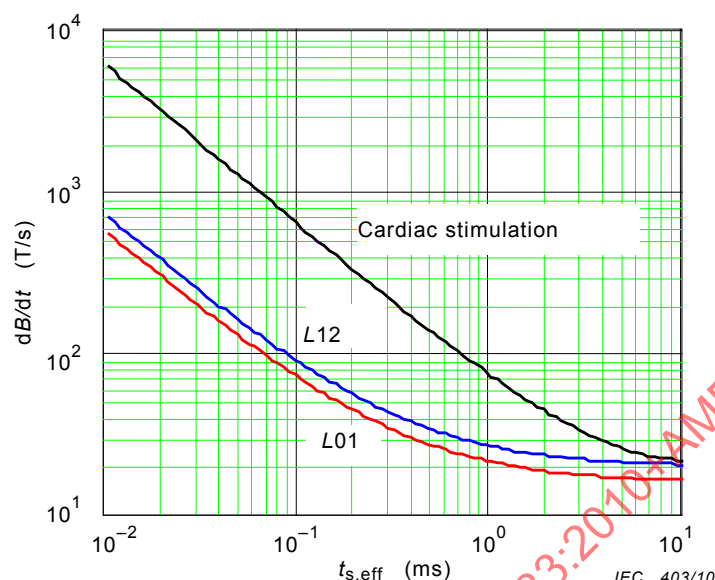
rb (here in T/s) is the rheobase given in Table 201.102.

L01 and L12 as well as rb shall either be expressed as the electric field E (V/m) induced or as the TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD dB/dt (T/s).

Table 201.102 – Rheobase values per type of gradient system

Type of gradient system	rb expressed as E (V/m)	rb expressed as dB/dt (T/s)
WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM	2,2	20
SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM	2,2	Not applicable

Figure 201.102 gives a graphical presentation of the limits for GRADIENT OUTPUT for a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM related to cardiac stimulation and peripheral nerve stimulation, expressed in dB/dt , as a function of the EFFECTIVE STIMULUS DURATION.



Limits for peripheral nerve stimulation of GRADIENT OUTPUT for the NORMAL OPERATING MODE (L01) and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE (L12) in WHOLE BODY GRADIENTS, expressed as dB/dt (T/s) versus t_s (ms). The limit of 201.12.4.102.3.2 for cardiac stimulation is shown for comparison.

Figure 201.102 – Limits for cardiac and peripheral nerve stimulation

201.12.4.102.3.4 Control of PNS OUTPUT

The MR EQUIPMENT shall control the PNS OUTPUT O of the gradient system so that it does not exceed the limits for peripheral nerve stimulation. O shall either be obtained by weighted quadratic addition from O_i , the maximum PNS OUTPUT of each GRADIENT UNIT i , or by properly validated alternative summation rules.

The equation expressing weighted quadratic addition shall be:

$$O = \sqrt{\sum (w_i O_i)^2}$$

where w_i is the weight factor per GRADIENT UNIT.

Weight factors for E -fields are always equal to one, weight factors for dB/dt are stated in Table 201.103. Values of weight factors derived by direct determination or other properly validated means may be used.

Table 201.103 – Weight factors for summation of the maximum output O_i per GRADIENT UNIT

Type of gradient system		Weight factors		
		W_{AP}^a	W_{LR}^a	W_{HF}^a
WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM	Default values	1,0	1,0	1,0
	Cylinder magnets	1,0	0,8	0,7
	Empirical determination	1,0	b	b
SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM	Default values	1,0	1,0	1,0
	Empirical determination	1,0	b	b
NOTE Weight factors for the E field are always equal to one.				
^a W_{AP}, W_{LR}, W_{HF}: Weighting factors allowed per GRADIENT UNIT, depending on the orientation of the direction of the GRADIENT UNITS with respect to the PATIENT coordinate system with axes AP (anterior-posterior), LR (left to right) and HF (head to feet). ^b Values of weight factors derived by direct determination or other properly validated means may be used.				

*** 201.12.4.103 Protection against excessive radio frequency energy***** 201.12.4.103.1 Limits for temperature**

To avoid undue heat stress and prevent local tissue damage in the body the MR EQUIPMENT shall limit the tissue temperature rise of the PATIENT to values given in Table 201.104 by limiting pulse sequence parameters and by limiting radio frequency power. Allowed values for the temperature rise of the MR WORKER caused by the MR EQUIPMENT are equal to the values for the PATIENT as defined in Table 201.104 for the NORMAL OPERATING MODE and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

Table 201.104 – Temperature limits

Operating mode ↓	Maximum CORE TEMPERATURE	Maximum Local tissue temperature	Rise of CORE TEMPERATURE °C
NORMAL	39	39	0,5
FIRST LEVEL CONTROLLED	40	40	1
SECOND LEVEL CONTROLLED	>40	>40	>1

Compliance to the limits to temperature rise may be reached by limiting the SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR) as specified in 201.12.4.103.2. These SAR values limits are derived such that the spatially localized temperatures are expected not to result in tissue damage.

The values of Tables 201.104 and 201.106 are conservative. Higher temperatures and higher LOCAL SAR values may be accepted for specific tissues if no unacceptable RISK for the PATIENT occurs.

Compliance is checked by inspection of the RISK MANAGEMENT FILE.

NOTE 1 Ongoing studies on tissue heating models, e.g. CEM43, might be incorporated in the future updates of this standard.

NOTE 2 Since the stray field of the RF transmit coil drops off rapidly outside the coil and by geometrical considerations, whole body exposure of the MR WORKER is not possible. It therefore can be assumed that the exposure for the MR WORKER is most likely to be at the level of NORMAL OPERATING MODE when the system is operating in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE

NOTE 3 The requirements regarding protection against radio frequency power assume that the MANUFACTURER'S recommendations regarding the control of ENVIRONMENTAL TEMPERATURE and other conditions are met.

NOTE 4 For ACCESSIBLE SURFACES the temperature limits of the general standard apply. For estimation, see rationale.

* 201.12.4.103.2 Limits for SAR

The methods of measurements to demonstrate compliance with these requirements are described in 201.12.4.105.3.

In Table 201.105, allowed ranges of values of WHOLE BODY SAR, PARTIAL BODY SAR AND HEAD SAR are given for NORMAL OPERATING MODE and FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. For the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, no limits are given. These limits are considered the responsibility of the local investigational review board that has authorized its use.

The mass used to determine the WHOLE BODY SAR is given by the PATIENT mass. The mass to determine the PARTIAL BODY SAR is called exposed PATIENT mass. It is given by the PATIENT mass within the effective volume of the RF transmit coil. The effective volume of the RF transmit coil shall be that volume in which no more than 95 % of the total absorbed RF power is deposited inside a homogeneous material which fills the volume normally accessible by the PATIENT.

The mass to determine the HEAD SAR shall be the mass of the head approximated by a suitable model. The mass to determine the LOCAL SAR shall be 10 g.

Table 201.105 – SAR limits for volume transmit coils

Averaging time	6 min		
	WHOLE BODY SAR	PARTIAL BODY SAR	HEAD SAR
Body region →	Whole body	Exposed body part	Head
Operating mode ↓	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)
NORMAL	2	2 – 10 ^a	3,2
FIRST LEVEL CONTROLLED	4	4 – 10 ^a	3,2
SECOND LEVEL CONTROLLED	>4	>(4 –10) ^a	>3,2
Long MR EXAMINATION specific absorbed energy	The maximum allowed specific absorbed energy is 14,4 kJ/kg (= 240 W·min/kg) per MR EXAMINATION provided that the limits of this standard are still met The max. energy dose (SAR × examination time) shall be limited, subject to the RISK MANAGEMENT.		
Short duration SAR	The SAR limits over any 10 s period shall not exceed two times the stated values.		
^a The limit scales dynamically with the ratio "exposed PATIENT mass / PATIENT mass": NORMAL OPERATING MODE : $\text{PARTIAL BODY SAR} = 10 \text{ W/kg} - (8 \text{ W/kg} * \text{exposed PATIENT mass} / \text{PATIENT mass})$ FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE : $\text{PARTIAL BODY SAR} = 10 \text{ W/kg} - (6 \text{ W/kg} * \text{exposed PATIENT mass} / \text{PATIENT mass})$			

NOTE 1 MR WORKER exposure limits are the same as the maximally allowed limits for the PATIENTS. Compliance with the SAR limits for PATIENTS therefore in practice implies compliance for the MR WORKER.

NOTE 2 The ratio between the whole body SAR and the local SAR is discussed in the rationale

NOTE 3 The ~~long~~ MR EXAMINATION specific absorbed energy ~~limit limitation~~ has been introduced because very long duration PATIENT studies have become more common. ~~This limit is an initial simple model to consider the rate of power deposition versus the thermoregulatory capability of a human body.~~ It limits either the MR EXAMINATION

duration or the SAR level of the individual scans of this MR EXAMINATION and is applicable to all SAR limits and all operating modes. If there are multiple, separate studies on a given day where the PATIENT has been given a reasonable rest, each study is considered to be independent from a ~~long~~ MR EXAMINATION specific absorbed energy perspective.

NOTE 4 Following the definition of a VOLUME RF TRANSMIT COIL, a transmit coil designed for exposure of the e.g. the knee or the wrist is considered to be a VOLUME RF TRANSMIT COIL. Since for these types of coils the exposed PATIENT mass is considerably reduced, the PARTIAL BODY SAR limits are applied.

Table 201.106 – SAR limits for local transmit coils

Averaging time	6 min		
	LOCAL SAR		
Body region →	Head	Trunk	Extremities
Operating mode ↓	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)
NORMAL	10 ^a	10	20
FIRST LEVEL CONTROLLED	20 ^a	20	40
SECOND LEVEL CONTROLLED	>20 ^a	>20	>40
Short duration SAR	The SAR limits over any 10 s period shall not exceed two times the stated values		
^a	NOTE In cases where the orbit is in the field of a small LOCAL RF TRANSMIT COIL, care should be taken to ensure that the temperature rise is limited to 1 °C.		

In Table 201.106 allowed ranges of values of LOCAL SAR are given for NORMAL OPERATING MODE and FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. For the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, no limits are given. These limits are considered the responsibility of the local investigational review board that has authorized its use.

Voltages will be induced on the conductors placed in a time-varying magnetic field with time-varying components normal to at least some of the various loops. Electric fields between the conductors depend on spacing and can be arbitrarily large, but are typically localized. At radio frequencies, these localized electric fields can result in high LOCAL SAR levels. The issues can be avoided in a variety of ways (suppressing currents with baluns, using spacers to keep PATIENTS away from high field regions). It is imperative that localized SAR from transmission lines is controlled by the LOCAL SAR limits given in Table 201.106. It is the RESPONSIBLE ORGANIZATION's responsibility to follow the instructions given by the MR MANUFACTURER in the instructions for use.

When applicable the MANUFACTURER shall address in the RISK MANAGEMENT FILE the RISK associated with unwanted RF interaction.

Compliance is checked by inspection of the RISK MANAGEMENT FILE.

For WHOLE-BODY SAR, the values in Table 201.105 are valid at ENVIRONMENTAL TEMPERATURES below 25 °C. At higher temperatures, these values shall be reduced depending on actual ENVIRONMENTAL TEMPERATURE. The reduction of SAR limits for ENVIRONMENTAL TEMPERATURE starts at the derating temperature of 25 °C.

For ENVIRONMENTAL TEMPERATURE that exceeds the SAR-derating temperature, the WHOLE-BODY SAR limit shall be reduced by 0,25 W/kg per degree until the SAR is 2 W/kg for FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Figure 201.103 is a graphical representation of the requirement in this subclause.

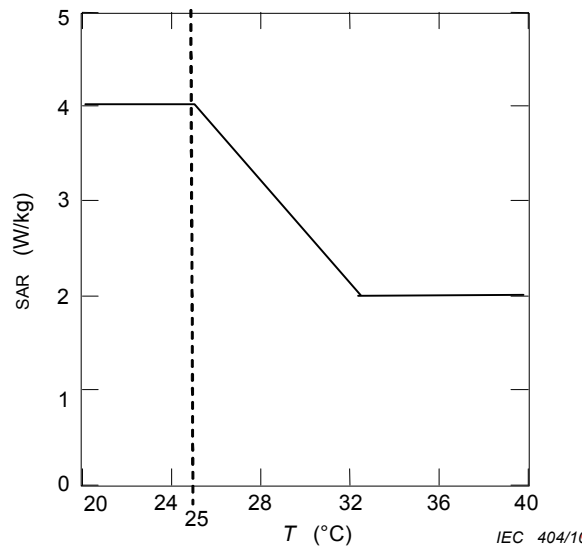


Figure 201.103 – Reduction of WHOLE BODY SAR limits at high temperatures

The curve displays WHOLE BODY SAR limits versus ENVIRONMENTAL TEMPERATURE for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

201.12.4.103.3 Control of SAR

For exposure with a VOLUME RF TRANSMIT COIL, the MR EQUIPMENT shall control the HEAD SAR, the PARTIAL BODY SAR and the WHOLE BODY SAR.

For exposure with a LOCAL RF TRANSMIT COIL, the MR EQUIPMENT shall control the LOCAL SAR and the WHOLE BODY SAR.

NOTE 1 Depending on the actual given exposure situation - defined by the dimensions of the RF transmit coil and of the PATIENT and his position relative to the coil - one of the SAR aspects will be the limiting factor and hence will determine the maximum RF power allowed to transmit.

NOTE 2 Requirements on the display of SAR are given in 201.12.4.101.

NOTE 3 Multi channel transmit coils have attributes of both LOCAL and VOLUME RF TRANSMIT COILS. The appropriate control of SAR depends on the use of the coil.

* 201.12.4.104 Protection against exposure to static magnetic fields

The static magnetic field of the MR EQUIPMENT is the operating magnetic field strength.

For the static magnetic field, the following operating mode limits as defined in 201.12.4.101 apply:

- The NORMAL OPERATING MODE comprises values of the static magnetic field equal or lower than 3 T.
- The FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE comprises values of the static magnetic field higher than 3 T and equal or lower than 4.8 T.

~~In view of the permanent character of the value of the static magnetic field, the concept of a deliberate action of the OPERATOR in order to enter the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is not required.~~

- The SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE comprises values of the static magnetic field higher than 4.8 T.

Physiological effects, such as vertigo and nausea, due to the movement in the static magnetic field for both the PATIENT and the MR WORKER ~~shall~~ **should** be minimised. This means that the value of dB/dt , which the human body is exposed to when moving in the static magnetic stray field, ~~shall~~ **should** be limited. The maximum allowed dB/dt values are the result of the speed of movement and the spatial field inhomogeneity (spatial gradient of the static magnetic field).

The allowed speed of motion for the transport of the PATIENT into the bore of the system through the gradient field of the static magnetic field shall be limited such that the maximum dB/dt value the PATIENT is exposed to shall be no more than 3 T/s. This limit is independent of the PATIENT's condition and therefore not related to a specific operating mode on the MR EQUIPMENT.

The instructions for use (see 201.7.9.2.101 k) shall explain the need to limit the speed of motion for the MR WORKER and the need for training.

201.12.4.105 Methods to demonstrate compliance with the requirements

201.12.4.105.1 Direct determination of the limits of the PNS OUTPUT

When limits of PNS OUTPUT are based on a direct determination study, the conduct of the study and the derivation of the threshold shall comply with this subclause.

The study shall be a human volunteer study. The observed parameter shall be the PNS THRESHOLD LEVEL.

The study shall have a defined protocol, including a period of training of the human subjects and a test for repeatability of the experience. Sample size shall be at least 11. Representative samples shall be obtained by including normal healthy adult subjects of both sexes.

To cover all PATIENT positions, a worst case position shall be determined for one EFFECTIVE STIMULUS DURATION and one volunteer, by stepwise displacement of the volunteer in the gradient system.

To cover all waveforms, three options are allowed:

- a) the threshold shall be recorded for all representative waveforms,
- b) the threshold shall be recorded for sinusoid or trapezoid waveforms and the dependence of threshold on waveform for other waveforms shall be inferred from a suitably validated model, or
- c) for all waveforms the threshold shall assumed to be equal to that recorded for trapezoid or sinusoid waveforms.

To cover the whole range of EFFECTIVE STIMULUS DURATIONS allowed by the gradient system, at least three values per decade shall be tested up to the maximum clinically relevant range. Interpolation between results may be used. All GRADIENT UNITS shall be tested individually, and when no stimulation is reached at maximum GRADIENT OUTPUT, combinations of two or three GRADIENT UNITS shall be tested in which at least one unit is driven at maximum output.

For each gradient waveform tested, for each GRADIENT UNIT and each EFFECTIVE STIMULUS DURATION, the mean PNS THRESHOLD LEVEL shall be derived from threshold value observed per volunteer in the worst case position.

Differences in threshold for the same waveform per GRADIENT UNIT observed in the study may be used as the basis for weight factors.

A report of the study of human subjects shall be made available for inspection upon request to any test facility that is documenting compliance with this standard. Upon request, the report

shall also be made available to any national regulatory authority in which the MR EQUIPMENT is commercially distributed.

This report shall state at minimum:

- waveform(s) and effective stimulus durations used;
- parameter used to describe the PNS OUTPUT;
- worst case position of volunteers in the MR EQUIPMENT;
- relevant demographic characteristics of the volunteers;
- number of volunteers;
- study protocol;
- PNS THRESHOLD LEVEL observed;
- directly determined PNS THRESHOLD LEVEL claimed;
- description of the model used to infer thresholds for waveforms that are not tested (if any);
- weighting factors claimed.

201.12.4.105.2 Determination of maximum GRADIENT OUTPUT

201.12.4.105.2.1 General requirement for the determination of the maximum GRADIENT OUTPUT

For each GRADIENT UNIT the spatial maximum of the GRADIENT OUTPUT in the COMPLIANCE VOLUME shall be determined at MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE, using either the waveform that is provided by the MR EQUIPMENT for clinical use, or a trapezoid or sinusoid waveform.

201.12.4.105.2.2 Determination of the maximum GRADIENT OUTPUT for the PATIENT

This determination shall be either by calculation a) or by test b), as follows.

a) Compliance determination by calculation

When the GRADIENT OUTPUT is expressed in dB/dt, the calculation may be based on the geometry of the current windings of the gradient coils, using Biot-Savart's law.

When the GRADIENT OUTPUT is expressed in E, the calculation may be based on the geometry of the current windings of the gradient coils, using the magnetostatic expression for the magnetic vector potential A. The induced electric field E is the negative of the time derivative of A minus the gradient of the electrostatic potential due to electric charges. Gradient-induced rheobase electric field values listed in Table 201.102 are used to calculate L12 and L01. L12 and L01 are the highest magnitude electric field values found in or on a homogeneous (conductivity = 0,2 S/m) simple geometry PATIENT model, for example a 0,2 m radius cylinder for a whole body cylindrical bore or an ellipsoid for a head coil. The electric field is to be calculated using the formula

$$E = -\partial A / \partial t - \nabla \Phi$$

where

A is the magnetic vector potential due to currents in the gradient coils and

Φ is the electrostatic potential due to electric charges (as further described in section 15 of the rationale).

Other suitable models (such as inhomogeneous models) may produce different electric field threshold values and may be used as alternatives if justified by the MANUFACTURER.

The magnetic vector potential for straight line segments may be calculated in closed form and then summed (as vector components).

Report of results:

- dimensions of the COMPLIANCE VOLUME and coordinates of its boundaries.

Data is to be reported for each individual GRADIENT UNIT:

- maximum gradient strength $G_{+,max}$; $G_{-,max}$;
- value of the MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE;
- value of the ramp time occurring when switching the GRADIENT UNIT between its maximum specified gradient strengths at MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE (ms);
- value of the GRADIENT OUTPUT (dB/dt or E);
- coordinates of the location of maximum GRADIENT OUTPUT;
- details of the model for the inhomogeneous conductivity of the PATIENT, when used.

b) Compliance determination of the GRADIENT OUTPUT by test

Test hardware:

1) SEARCH COIL design

SEARCH COILS shall be constructed so that three orthogonal components (Cartesian or cylindrical) of the GRADIENT OUTPUT can be measured. For example, three independent orthogonal SEARCH COIL elements may be constructed about a common centre. This SEARCH COIL design allows measurement of each independent component of the GRADIENT OUTPUT without requiring repositioning during the measurement procedure.

Each SEARCH COIL element shall be circular and shall be small with respect to the GRADIENT UNIT under test to ensure accuracy. The SEARCH COIL element consists of n turns of wire with a radius of r . The axial length of the coil shall be less than 20 % of its diameter. The SEARCH COIL elements shall be no more than 50 mm in diameter. The response of the SEARCH COIL element shall be determined by calculation or measurement. The instantaneous magnitude of the component of dB/dt coaxial with the SEARCH COIL element shall be determined from the peak voltage, V_{coil} , induced in the coil by the time varying magnetic flux:

$$|dB/dt| = |V_{coil} / (n\pi \cdot r^2)|$$

For example a typical SEARCH COIL element would consist of 15 turns of copper wire of 0,6 mm diameter on a form of 50 mm diameter ($r = 25$ mm) resulting in a circular coil approximately 9 mm long. An induced voltage of 200 mV would then result in a dB/dt = 6,79 T/s coaxial with the SEARCH COIL.

The individual SEARCH COIL elements shall each be provided with an attenuator unit that shall be calibrated to provide the same sensitivity for each of the SEARCH COIL elements or the sensitivity of each element shall be known from calculation or measurement. The signals of the individual SEARCH COIL elements shall be fed in parallel to a unit of which the output is the square root of the sum of the square of each input. This unit shall present its output as a voltage, the SEARCH COIL voltage. Alternately, the individual element dB/dt values may be calculated based on the measured voltages and element sensitivity, as determined from calculation or measurement. The individual element dB/dt values may then be squared, summed, and the square root of this sum taken to obtain the dB/dt value for the GRADIENT UNIT under test. The sensitivity factor relates the SEARCH COIL voltage V_{out} to dB/dt (T/s) as:

$$V_{out} = S \text{ dB/dt}$$

The minimum sensitivity of 0,01 V/T/s is recommended to measure signal amplitudes in regions of small dB/dt (in the range of 1 T/s).

2) SEARCH COIL calibration

A calibration of the SEARCH COIL is needed to measure its sensitivity factor, S .

3) Voltage measurement device

The device used to measure voltage induced in the SEARCH COIL shall have a high input impedance and sufficient bandwidth to prevent signal attenuation, e.g. a storage oscilloscope.

The voltage-measuring device (storage oscilloscope) shall be placed at a location where it is accurate and not affected by magnetic fields.

The SEARCH COIL voltage shall be connected to the voltage measurement device by means of a high impedance cable; e.g. a twisted pair to avoid ringing on the waveform that might be experienced with coaxial cables. SEARCH COIL outputs can be connected to the oscilloscope by means of an analog filtering device, to maximally attenuate switching frequency components, for gradient amplifiers utilizing switching power supplies.

4) Positioning device

A means shall be provided for positioning and aligning the SEARCH COIL in the magnet in a stable and reproducible manner. The device shall permit positioning of the SEARCH COIL throughout the COMPLIANCE VOLUME.

Measurements:

Measurements are made within the COMPLIANCE VOLUME for each single GRADIENT UNIT, using either the waveform that is provided by the MR EQUIPMENT for clinical use or sinusoid or trapezoid gradient waveforms.

- a) Turn off or maximally attenuate the radio frequency (RF) transmitter to prevent interference.
- b) Turn off all GRADIENT UNITS other than the GRADIENT UNIT under test.
- c) Drive the GRADIENT UNIT at the MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE with a repetitive waveform.
- d) Move the SEARCH COIL within the COMPLIANCE VOLUME to the location where its voltage is maximal.
- e) Measure the peak value V_{out} of the SEARCH COIL voltage at this location.
- f) The magnitude of the GRADIENT OUTPUT shall be determined as $dB/dt = V_{out}/S$.

Report of results

Parameter, general:	Unit
– dimensions of the COMPLIANCE VOLUME and coordinates of its boundaries	m
– value of the MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE per GRADIENT UNIT	mT/m/ms
Data reported for each individual GRADIENT UNIT:	
– maximum gradient strength $G_{+,max}$, $G_{-,max}$	mT/m
– value of the ramp time occurring when switching the GRADIENT UNIT between its maximum specified gradient strengths at MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE	ms
– coordinates of the location of maximum GRADIENT OUTPUT	m
– value of the GRADIENT OUTPUT dB/dt	T/s

201.12.4.105.2.3 Determination of the GRADIENT OUTPUT stray field as required for reporting in 201.7.9.3.101 b

To be able to estimate the exposure for MR WORKERS for each GRADIENT UNIT, the spatial maximum of the GRADIENT OUTPUT shall be determined in a volume, see Figures 201.104a and 201.104b. The specific point pattern shall represent worst-case locations where the MR WORKER has access to and can be maximally exposed by the GRADIENT UNIT.

NOTE 1 For TRANSVERSE FIELD MAGNET types, the cylinder axis (i.e. PATIENT axis) is perpendicular to the magnet axis. The term PATIENT bore is to be replaced by magnet gap between pole shoes: the term magnet length is to be replaced by pole shoe diameter.

- The specific point pattern shall be located on a virtual cylinder surrounding the PATIENT axis with a diameter equal to the narrowest aperture of the accessible PATIENT bore.
- The cylinder starts at the ISOCENTRE and exceeds the PATIENT bore opening (half the magnet length) by at least 1 m and preferably along the full length of the system PATIENT couch past the bore opening.
- In the cylinder axis direction the points shall have a separation of not more than 0,05 m.

- For each cylinder axis position at least 16 points shall be equidistantly spaced on the cylinder surface (i.e. on a circle). The points shall include those located half way between the x and y gradient axis (i.e. $n \times 45$ degrees, $n = 1, 3, 5, 7$).
- The magnetic field vector for each GRADIENT UNIT shall be calculated using the law of Biot Savart or measured for each point on the cylinder.
- For each point the three field vectors shall be summed and then the field magnitude shall be determined.
- The maximum magnitude values shall be plotted along the cylinder axis position. The axial position of the PATIENT bore opening shall be marked.

NOTE 2 The pattern is also considered to be relevant for estimating possible PNS for the MR WORKER and illustrates the relative field distribution outside the space accessible for the PATIENT.

Report of results:

- Distance of points along cylinder axis
- No. of points azimuthally;
- Graph of maximum magnitude values along the cylinder axis

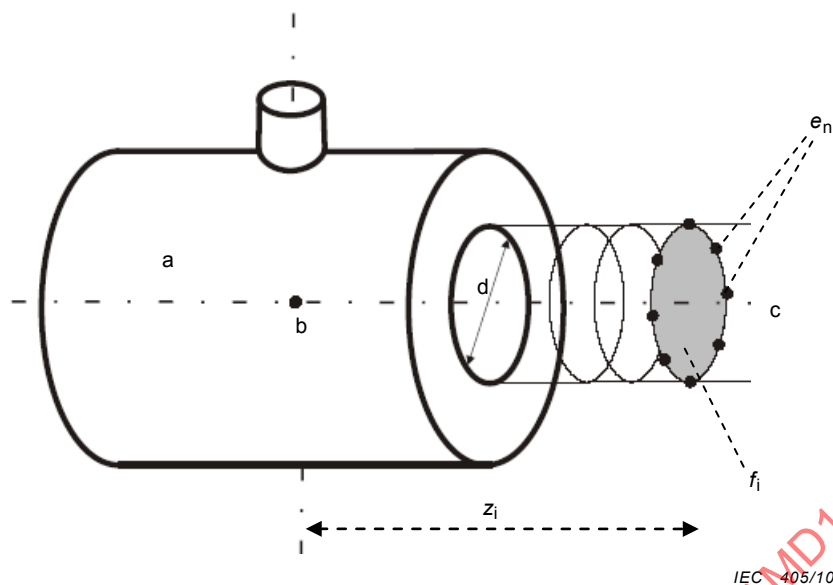


Figure 201.104a – Cylindrical magnet

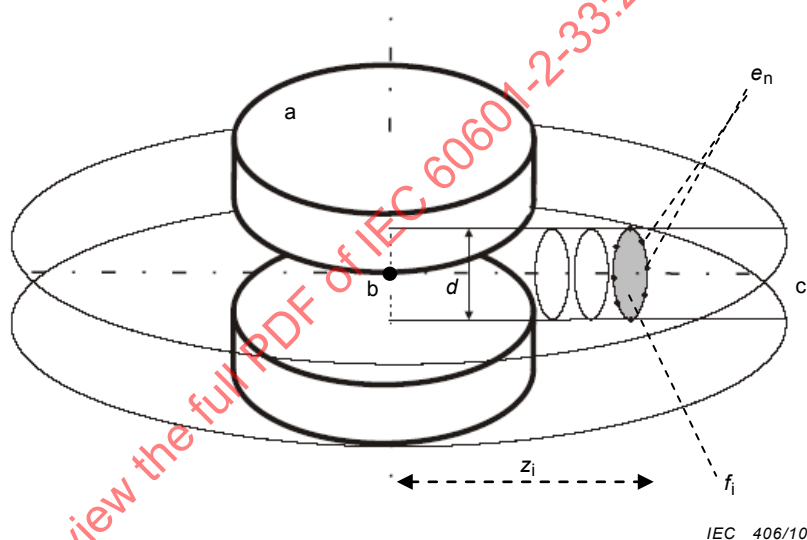


Figure 201.104b – TRANSVERSE FIELD MAGNET

a magnet

b ISOCENTRE

c PATIENT axis and axis of a virtual cylinder

d diameter of virtual cylinder representing the minimum accessible PATIENT bore;

e_n points on the cylinder surface where the magnitude of all three magnetic field vectors shall be determined. The maximum magnetic field magnitude found on the cylinder surface at distance z_i from the ISOCENTRE (point b) in any of the points e_n represents the worst case field on the surface f_i .

Figure 201.104 – Volume for determining the spatial maximum of gradient output

201.12.4.105.3 Determination of radio frequency energy deposition**201.12.4.105.3.1 Temperature**

The temperature limits specified in 201.12.4.103.1 may be used to derive equivalent limits for the operating parameters of the MR EQUIPMENT. This determination shall employ experimental data or numerical methods (e.g. finite element methods).

201.12.4.105.3.2 Determination of SAR

The WHOLE BODY SAR shall be determined by measurement of the absorbed RF power and the PATIENT mass based on OPERATOR input or other suitable means. The absorbed RF power determined by the MR EQUIPMENT shall be tested by measurement using one of the methods specified below or an equivalent.

The PARTIAL BODY SAR shall be determined from the WHOLE BODY SAR by applying properly validated and sufficiently robust theoretical or empirical models relating the PARTIAL BODY SAR to the dimension of the VOLUME RF TRANSMIT COIL, PATIENT mass and size and the PATIENT position. A suitable model to determine the exposed PATIENT mass for example is to simulate the PATIENT's body by a variety of homogeneous cylinders. The distribution of the LOCAL SAR may be determined by theoretical models or by experiment.

The applied model in case of PARTIAL BODY SAR and LOCAL SAR shall be validated by comparing values derived from the model with those figures directly accessible for measurement (for example: the temperature distribution in a phantom).

Compliance shall be determined by inspection of measurements that verify the SAR determination over the entire range of power levels the MR EQUIPMENT is capable of, assuring a safe operation given by the specified SAR limits.

Acceptable methods to determine the absorbed RF power employed are known as "pulse energy method" and "calorimetric method" according to NEMA MS 8.

*** 201.12.4.105.3.3 Determination of the B_1 stray field as required for reporting in 201.7.9.3.101 b)**

The maximum RF transmit field of the RF transmit coil shall be measured or calculated and reported at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER.

$B_1(z)$ field shall be measured or calculated at points along the PATIENT axis (i.e. normally the z-direction) beginning in the ISOCENTRE.

NOTE 1 For cylindrical magnets the PATIENT axis is equivalent to the magnet axis; for TRANSVERSE FIELD MAGNET types the cylinder axis (i.e. PATIENT axis) is perpendicular to the magnet axis.

It is sufficient to measure/calculate the B_1 field along the PATIENT axis only because the B_1 field is assumed to be sufficiently homogenous in each transversal plane of the RF transmit coil.

The distance between each successive point shall not exceed 0,1 m.

The magnitude of the B_1 field shall be measured or calculated for each point.

NOTE For magnets with circular polarized RF transmit field it is sufficient to determine the radial component only.

The measurement can be performed by using a suitable pick up coil and a network analyzer or by using an RF signal generator and a spectrum analyzer

The ratio of $B_1^2(z)$ and $B_1^2(0)$ shall be calculated for each point.

The calculated value for a single point at the distance z from the ISOCENTRE shall apply to all locations on a base area of a virtual cone to represent worst-case condition on this base area, see Figures 201.105a and 201.105b. The base area of the cone is the area perpendicular to

the straight line at distance z from the ISOCENTRE. The cone is defined by the opening angle given by the projection from the ISOCENTRE to the magnet aperture. The height of the cone is given by the distance z (see Figure 201.105a).

For TRANSVERSE FIELD MAGNET types the area is defined by the superposition of base areas by rotating the cone around the ISOCENTRE (see Figure 201.105b).

NOTE 2 See rationale for detailed explanation.

Report of results:

- Axial coordinates of the points where $B_1^2(z)$ is measured or calculated i.e. at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER.
- Magnitude of the magnetic field $B_1^2(z)$ in the measured points relative to the magnitude $B_1^2(0)$ in the ISOCENTRE

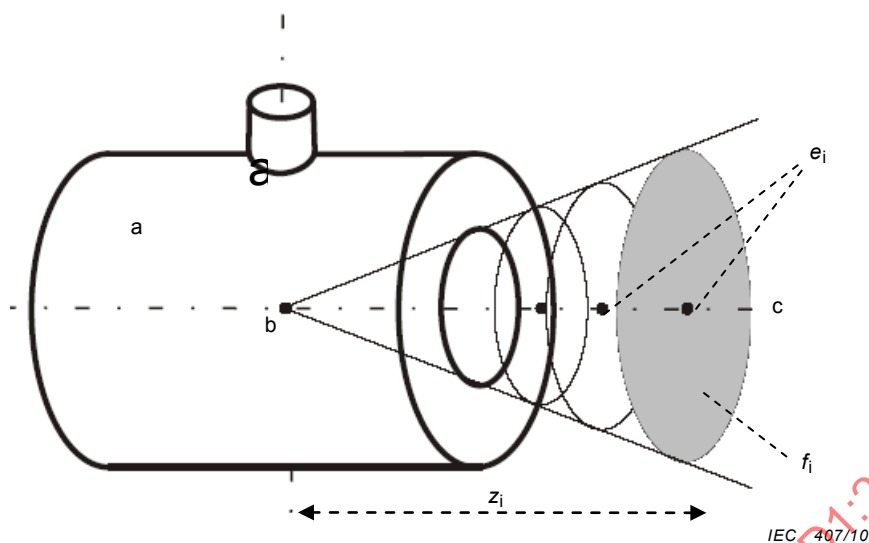


Figure 201.105a – Cylindrical magnet

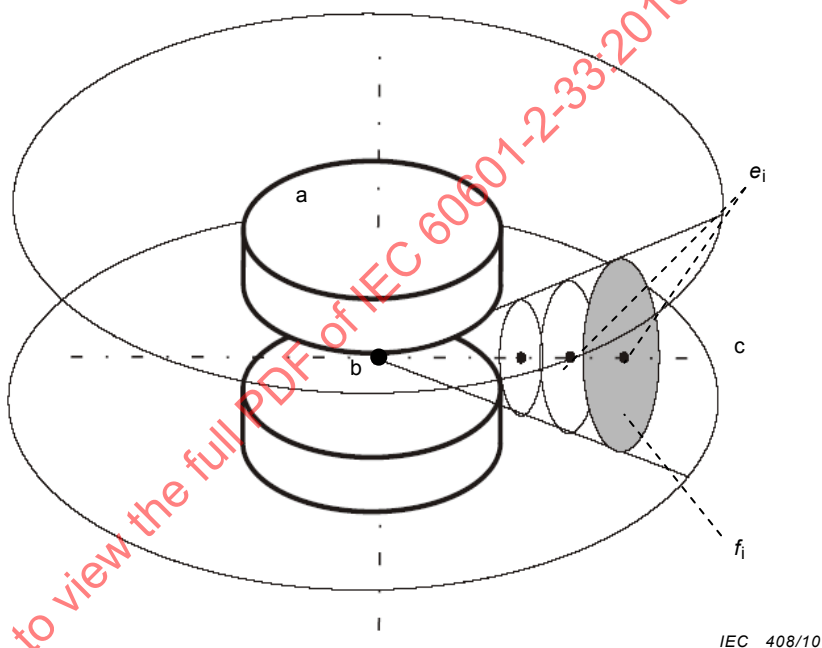


Figure 201.105b – TRANSVERSE FIELD MAGNET

a magnet

b ISOCENTRE

c PATIENT axis

 z_i distance of point e_i from ISOCENTRE.

$B_1(z_i)$ shall be determined by measurement or calculation. The ratio $B_1^2(z_i)$ and $B_1^2(0)$ shall be calculated for each point e_i . The calculated value in point e_i shall apply for the corresponding grey area f_i . The value in point e_i always represents a worst case for any location within the area f_i .

Figure 201.105 – Volume for determining the B_1 stray field

*** 201.12.4.106 Fixed limits to physical outputs of MR EQUIPMENT**

201.12.4.106.1 General

Scanning of a PATIENT with a device which is labelled MR conditional could require controlled outputs of the MR EQUIPMENT to less than the system capabilities. The MANUFACTURER of the MR EQUIPMENT may implement a FIXED PARAMETER OPTION (FPO) for this purpose. If implemented, FPO shall be designed to comply with all requirements of 201.12.4.106. FPO shall not interfere with proper application of the evaluation and reporting of the operating modes (see 201.12.4.101).

A system that has implemented FPO guarantees that the controlled outputs will not exceed the specified values. The safety of an MR conditional implant labelled for FPO cannot be assessed in a system running FPO.

201.12.4.106.2 Limit values

The following limits shall be applied to RF field and GRADIENT OUTPUT when the MR EQUIPMENT is operated in the FPO. The set of values provided in Table 201.107 shall be called FPO:B.

NOTE 1 B denotes “basic”. This reflects the possibility to add another FPO at a later point in time with other limit values than those defined in 201.107

Table 201.107 – FPO limits applicable for cylindrical MR SYSTEMS

Physical Parameter	FPO:B
Nominal static magnetic field strength	1,5 T
Applicable coils	Birdcage WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL Birdcage HEAD RF TRANSMIT COIL CIRCULARLY POLARIZED RF shall be applied.
$B_{1+} \text{ PEAK}$	$\leq 30 \mu\text{T}$
$B_{1+} \text{ RMS}$	$\leq 3,2 \mu\text{T}$
$(dB/dt \text{ PEAK})_{\text{FPO}}$	$\leq 100 \text{ T/s}$
$(dB/dt \text{ RMS})_{\text{FPO}}$	$\leq 56 \text{ T/s}$

NOTE 2 Cylindrical MR systems with elliptical PATIENT apertures can meet requirements for FPO:B.

201.12.4.106.3 User interface

The MR EQUIPMENT shall provide a means on the CONTROL PANEL to activate FPO during PATIENT registration. While active, the user interface shall indicate that FPO is enabled and give the FPO version (e.g. FPO:B). FPO:B will remain active for the remainder of the examination until the next PATIENT registration.

***201.12.4.106.4 Implementation and demonstrating compliance for $B_{1+} \text{ PEAK}$**

The MR EQUIPMENT shall control the value of $B_{1+} \text{ PEAK}$ for each RF pulse in every sequence, including adjustment sequences (prescan), not to exceed the values specified in Table 201.107.

Compliance is demonstrated by design review of the applied limits in the sequence pre-calculation software, or by evaluation of pre-calculated $B_{1+} \text{ PEAK}$ values for all RF pulses in sequences developed under FPO restrictions. Compliance shall be evaluated for all adjustment sequences intended to be used with FPO enabled. In addition, run-time hardware and/or software checks may be used in the MR EQUIPMENT to ensure that the actual $B_{1+} \text{ PEAK}$ never exceeds the $B_{1+} \text{ PEAK}$ values as specified in Table 201.107. A possible method to control $B_{1+} \text{ PEAK}$ is described in the rationale.

NOTE The spatially-localized amplitude of total B_1 vector, especially in the off-centre position, may exceed the nominal value of B_{1+} PEAK by up to an order of magnitude.

201.12.4.106.5 Implementation and demonstrating compliance for B_{1+} RMS

The MR EQUIPMENT shall control the value of B_{1+} RMS for every sequence, including adjustment sequences (e.g. prescan), not to exceed the values specified in Table 201.107.

Compliance shall be demonstrated by design review.

NOTE The spatially-localized amplitude of total B_1 RMS vector, especially in the off-centre position, may exceed the nominal value of B_{1+} RMS by up to an order of magnitude.

201.12.4.106.6 Implementation and demonstrating compliance for $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$

The MR EQUIPMENT shall control the value of $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ whenever the gradient is slewing, in every sequence, including adjustment sequences, not to exceed the values specified in Table 201.107.

The values for $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ shall be controlled at a surface providing 5 cm clearance to the outline of the PATIENT accessible volume.

The $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ value shall be calculated per sequence.

Compliance is demonstrated by application of calculation methods specified in 201.12.4.105.2.2 at the surface providing 5 cm clearance to the outline of the PATIENT accessible volume. Based on symmetries, calculation in one octant of the gradient coil may be sufficient to demonstrate compliance. Software validation for representative sequences shall prove that calculated values do not exceed the value defined in Table 201.107. This can be a measurement with a pick up coil at representative locations.

201.12.4.106.7 Implementation and demonstrating compliance for $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$

The MR EQUIPMENT shall control the value of $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ for every sequence, including adjustment sequences, not to exceed the values specified in Table 201.107. The MANUFACTURER shall select one of the following five tiers based on numerical evaluation of the GRADIENT OUTPUT to implement control of $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$.

- Calculate maximum allowed SLEW PERCENTAGE using $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ and $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ from Table 201.107 where the relationship is $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO} = (|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO} \cdot \text{SQRT}(\text{SLEW PERCENTAGE})$. The MR EQUIPMENT shall ensure by evaluation of the gradient waveforms that the actual SLEW PERCENTAGE in the sequence will not exceed the maximum allowed SLEW PERCENTAGE.
- Calculate peak $|dB/dt|$ for each gradient slew using the method of 201.12.4.106.6, determine the global maximum $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ of all gradient slews in the sequence, and use that maximum to calculate $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO} = (|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO} \cdot \text{SQRT}(\text{SLEW PERCENTAGE})$, where the actual SLEW PERCENTAGE in the sequence is derived using numerical evaluation of the sequence gradient waveform. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.
- Calculate peak $|dB/dt|$ for each gradient slew using the method of 201.12.4.106.6. $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ shall be derived from a full integration of the values of peak $|dB/dt|$ for the individual slews, over the duration of the sequence. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.
- Calculate peak $|dB/dt|$ for each gradient slew in all octants of the gradient coil. $|dB/dt| \text{ RMS}$ shall be evaluated in each octant by full integration over the duration of the sequence of peak $|dB/dt|$ of every gradient slew. $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ is the maximum of $|dB/dt| \text{ RMS}$ as calculated in the individual octants. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.
- Calculate peak $|dB/dt|$ between every gradient waveform control point in all octants of the gradient coil. $|dB/dt| \text{ RMS}$ shall be evaluated in each octant by full integration over the

duration of the sequence. $(|dB/df|_{RMS})_{FPO}$ is the maximum of $|dB/df|_{RMS}$ as calculated in the individual octants. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/df|_{RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.

NOTE Each tier offers progressively more accuracy and sequence performance.

The $(|dB/df|_{RMS})_{FPO}$ evaluation interval shall not exceed 6 min. If the sequence exceeds 6 min, report the worst 6 min segment. If the sequence is less than 6 min, the $(|dB/df|_{RMS})_{FPO}$ evaluation interval can be averaged over several sequences, but not to exceed 6 min.

Compliance is demonstrated by simulation of representative sequences.

201.13 HAZARDOUS SITUATIONS and fault conditions

Clause 13 of the general standard applies.

201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM (PEMS)

Clause 14 of the general standard applies.

201.15 Construction of ME EQUIPMENT

Clause 15 of the general standard applies, except as follows:

Addition:

201.15.101 Liquid cryogen and cryogenic gases

For MR EQUIPMENT that is equipped with a superconducting magnet, means shall be provided to monitor the cryogen level(s).

Requirements on the provision in the instructions for use of information concerning liquid cryogen and cryogenic gases are given in 201.7.9.2.101. f).

201.16 ME SYSTEMS

Clause 16 of the general standard applies, except as follows:

201.16.8 Interruption of the power supply to parts of an ME SYSTEM

Addition:

201.16.8.101 EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT

MR EQUIPMENT equipped with a superconducting magnet or resistive magnet shall be provided with an EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT.

NOTE 1 Such an emergency situation is, for example, the entrapment of persons in the magnetic field resulting from ferromagnetic objects.

NOTE 2 Requirements on the provision in the instructions for use of information concerning the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT are given in 201.7.9.2.101 m).

NOTE 3 Information on the magnetic field decay characteristics during emergency field shut down are required in 201.7.9.3.101 d) for the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.16.8.102 Scan interruption

A facility shall be provided to allow the OPERATOR to immediately stop the scan by interrupting the power to the gradient system and that to the RF transmit coil.

*** 201.17 Electromagnetic compatibility of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS**

Clause 17 of the general standard applies.

NOTE In Clause 202 of this particular standard, additional requirements for electromagnetic compatibility are given.

*** 202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests**

IEC 60601-1-2:2007 2014 applies except as follows:

~~202.6 ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY~~

~~Addition:~~

~~202.6.101 ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY of MR EQUIPMENT~~

~~Outside the CONTROLLED ACCESS AREA the magnetic stray field shall be smaller than 0,5 mT and the electromagnetic interference level shall comply with Collateral Standard IEC 60601-1-2.~~

~~Inside the CONTROLLED ACCESS AREA the requirements of IEC 60601-1-2 do not apply. The requirements stated in subclause 201.7.9.2.101e) are applicable.~~

~~NOTE 1 For electromagnetic compatibility purposes the CONTROLLED ACCESS AREA, when installed, is considered to be part of the MR SYSTEM.~~

~~NOTE 2 Inside the CONTROLLED ACCESS AREA, special interface requirements may be set by the MANUFACTURER of the MR EQUIPMENT.~~

202.2 Normative references

~~Amendment:~~

~~Delete the following normative references: IEC 60601-1-11:2010, IEC 60601-1-12, IEC 60601-2-2:2009, IEC 60601-2-3:2012.~~

202.5 ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS identification, marking and documents**202.5.1 * Additional requirements for marking on the outside of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS that are specified for use only in a shielded location SPECIAL ENVIRONMENT**

~~Replacement:~~

The SPECIAL ENVIRONMENT for the MR SYSTEM is defined as the room equipped with RF shielding provisions containing the magnet, including the access door, penetration panels for power and control cables, and an optional window. The RF shielding effectiveness of this room shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

202.5.2 ACCOMPANYING DOCUMENTS**202.5.2.1 Instructions for use**

~~Amendment:~~

This subclause does not apply to the instructions for use but to the technical description of the MR SYSTEM.

202.5.2.1.1 * General

Amendment:

Delete items c) and f).

202.5.2.2 Technical description

202.5.2.2.2 Requirements applicable to ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS specified for use only in a shielded location SPECIAL ENVIRONMENT

Amendment:

Delete item d).

Addition:

- aa) recommended practices to help maintain the RF shielding effectiveness and integrity of the RF shielded room for the EXPECTED SERVICE LIFE of the MR SYSTEM.

NOTE Examples of recommended practices include but are not limited to the following:

periodic cleaning and inspection of the RF access door(s). RF shielding performance of access door(s) is compromised if damaged or if dirt and debris is accumulated on the door perimeter;

disallow any unauthorised electrical cables to enter the RF shielded room;

disallow any unauthorised modifications to the RF shielded room.

202.7 ELECTROMAGNETIC EMISSIONS REQUIREMENTS FOR ME EQUIPMENT AND ME SYSTEMS

Addition:

202.7.101 ELECTROMAGNETIC EMISSIONS for MR EQUIPMENT

The MR EQUIPMENT outside the SPECIAL ENVIRONMENT shall comply with Clause 7 of IEC 60601-1-2:2014.

Inside the SPECIAL ENVIRONMENT, Clause 7 of IEC 60601-1-2:2014 does not apply. The requirements stated in 201.7.9.2.101 e) are applicable.

202.8 Electromagnetic IMMUNITY requirements FOR MR EQUIPMENT

Addition:

202.8.101 Electromagnetic IMMUNITY for MR EQUIPMENT

The MR EQUIPMENT outside the SPECIAL ENVIRONMENT shall comply with Clause 8 of IEC 60601-1-2:2014.

All OPERATOR and PATIENT ACCESSIBLE PARTS of the MR EQUIPMENT in the SPECIAL ENVIRONMENT shall comply with the ESD requirements in clause 8.1 of IEC 60601-1-2:2014.

The MANUFACTURER'S RISK MANAGEMENT PROCESS shall determine if components of the MR EQUIPMENT used inside the SPECIAL ENVIRONMENT should comply with requirements of Clause 8 in order to maintain BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE.

NOTE When selecting the immunity requirements inside the special environment, the manufacturer takes into account the electromagnetic disturbances related to electromagnetic phenomena that could interfere with provisions to ensure basic safety and essential performance.

Annexes

The annexes of the general standard apply, except as follows:

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

Annex D (informative)

Symbols on marking

Annex D of the general standard applies, except as follows:

Addition:

Additional safety signs and symbols that may be used for marking on or with MR SYSTEMS and MR EQUIPMENT are found in Tables 201.D.101, 201.D.102 and 201.D.103.

Table 201.D.101 – ~~Examples of warning signs and prohibitive signs~~³⁾: MR safety signs

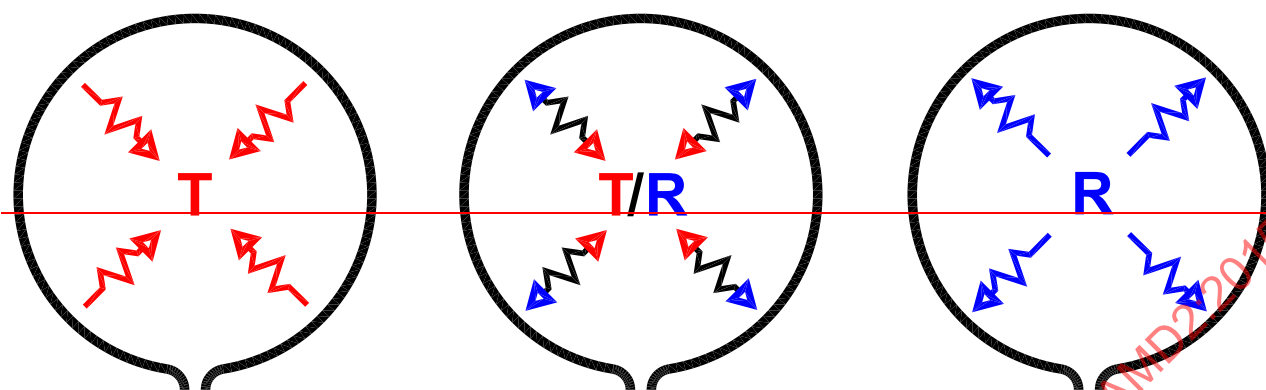
No.	Safety sign	Reference	Title
1		ISO 7010-W005	Warning sign Warning, ~~RISK of~~ Non-ionizing radiation
2		ISO 7010-W006	Warning sign Warning, ~~RISK of strong~~ Magnetic field
3		ISO 7010-P007	Prohibition sign No access for ~~person with pacemaker~~ people with active implanted cardiac devices
4		ISO 7010-P014	Prohibition sign No access for people with ~~metal~~ metallic implants

³⁾ ~~The colour and basic form of these warnings and prohibitive signs have been taken from ISO 3864-1.~~

No.	Safety sign	Reference	Title
5		ISO 7010-P008	Prohibition sign No ~~access with~~ metallic ~~pieces~~ articles or watches
6		ISO 7010-M003	Wear ear protection
7		ISO 7010-M004	Wear eye protection
8		ISO 7010-M009	Wear protective gloves

~~Extra examples for the marking introduced for medical devices and other items for safety in the MR environment are introduced in the ASTM standard F2503-05. This relates specifically to markings for MR Safe, MR Conditional and MR Unsafe devices.~~

The symbols shown in Table 201.D.102 may be used on RF coils to help identify the type of coil it is.



IEC 409/10

Figure 201.D.101 — Signs indicating a transmit only RF coil, transmit / receive RF coil and a receive only RF coil

Table 201.D.102 – RF coil symbols

No.	Safety sign	Safety sign (alternate)	Reference	Title
1			IEC 60417-6191 (2013-05)	RF coil, transmit <i>NOTE The arrows may be in red. The letter symbol T in red may be added adjacent to the graphical symbol</i>
2			IEC 60417-6192 (2013-05)	RF coil, transmit and receive <i>NOTE The arrow heads directed to the centre may be in red, and those directed off-centre may be in blue. The letter symbol T/R in red and blue, respectively, may be added adjacent to the graphical symbol</i>
3			IEC 60417-6193 (2013-05)	RF coil, receive <i>NOTE The arrows may be in blue. The letter symbol R in blue may be added adjacent to the graphical symbol.</i>

The symbols shown in Table 201.D.103 may be used on items that could be used in the CONTROLLED ACCESS AREA. Additional information regarding the labelling requirements for items that may be used in the CONTROLLED ACCESS AREA can be found in IEC 62570:2014 [144].

Table 201.D.103 – MR conditional symbols

No.	Safety sign	Reference	Title
1	 Or 	IEC 62570:2014	MR safe
2		IEC 62570:2014	MR conditional <i>NOTE For MR conditional items, additional supplementary markings as defined in IEC 62570:2014 are required to identify the conditions of use.</i>
3		IEC 62570:2014	MR unsafe
<i>NOTE When colour reproduction is not practical, the symbols in this table may be printed in black and white. The use of the coloured symbols is strongly encouraged for the added visibility and information provided by the colour.</i>			

Annex AA (informative)

Particular guidance and rationale

AA.1 Rationale for particular clauses and subclauses

The following are rationales for specific clauses and subclauses in this particular standard, with clause and subclause numbers parallel to those in the body of the document.

Concerning the Introduction

In the recent years before the realization of the 3rd edition of this standard, a number of publications of general interest to the safety of MR scanners became available. For general guidance reference is given to these publications, see [150, 151, 152, 153]⁴. Independent of the specific electromagnetic fields generated in and around an MR scanner, committees as IEEE [154] and ICNIRP [131, 162] have defined exposure limits for the static and time-varying electric, magnetic and electromagnetic field exposure for workers in controlled environments. Shortly after the acceptance of the 2nd edition of this standard ICNIRP published a so-called 'statement' specifically addressing the safety of MR patients [132].

An important new aspect introduced in the 2nd amendment to the 2nd edition of this standard is the fact that the employer of the MR WORKER is now encouraged to define rules and formulate requirements for the MR WORKERS because the EMF produced by the MR EQUIPMENT can result in exposure of workers, which is or will be limited by law. In the 2nd amendment exposure limits for MR WORKERS were introduced, which are equal to those allowed for PATIENTS. All exposure levels allowed for a PATIENT and for an MR WORKER protect them against negative health effects. While exposure for workers may be physically different because of the orientation of the workers as compared to the orientation of PATIENTS the same exposure limits apply. The fact that some exposure limits for PATIENTS are modified in this 3rd edition of the standard does not invalidate this statement. Therefore also in the 3rd edition of the standard the exposure limits for MR WORKERS are equal to those allowed for PATIENTS. The rationale for this choice given in the 2nd amendment is still valid and can be found in the rationale of subclauses 201.7.9.2.101 h) and 201.7.9.2.101 k) of this 3rd edition of the standard.

Concerning 201.3.201 – B_{1+RMS}

B_{1+RMS} is displayed on the CONTROL PANEL to provide a supplemental metric to SAR of the RF power deposition. The B_{1+RMS} value might, for example, be used as a control on allowable RF power deposition in the implant manufacturer labelling for patients with implants.

B_{1+RMS} on the CONTROL PANEL represents the maximal value when averaged over any 10 s period of the sequence, and is estimated at the RF transmit coil centre. The value of B_1 in the calculation is based on both polarization senses in the rotating frame [155].

$$B_1(t) = \sqrt{|B_{1+}(t)|^2 + |B_{1-}(t)|^2}$$

where B_{1+} is the component of the RF field in the rotating frame that is useful for tilting of the nuclear magnetization and B_{1-} is the RF component that rotates counter to the rotation of the nuclear magnetization.

4) Figures in brackets refer to the Bibliography.

Note that for pure circular polarization $|B_{1-}(t)| = 0$ and for linear polarization $|B_{1-}(t)| = |B_{1+}(t)|$.

For a rectangular pulse with duration τ and amplitude $|B_{1+}|$ in the positively rotating frame, the tilt angle θ is

$$\theta = \gamma |B_{1+}| \tau$$

where γ is the nuclear gyromagnetic constant.

Concerning 201.3.207 – ENVIRONMENTAL TEMPERATURE

For this standard the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE will be calculated as follows. Let scan room temperature (in °C) = T_r . Let scanner PATIENT bore wall temperature (in °C) = T_b . Let magnet bore length = L . Assume typical PATIENT height $h = 1,76$ m. Assume the coefficient of convection is $hc = 9,5$ W/(m² °C). Assume the coefficient of radiation is $hr = 8,0$ W/(m² °C). Then the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE, T_e , can be computed as follows.

Let PATIENT skin temperature (in °C) = T_s and assume that over the entire surface area, A , of the PATIENT energy is dissipated by convection, C , to air at room temperature:

$$C = Ahc(T_r - T_s).$$

NOTE Negative energy implies energy dissipated by the PATIENT. A rather conservative assumption is that PATIENT energy is dissipated by radiation to the bore wall over the entire surface area of the PATIENT.

$$R = Ahr(T_b - T_s).$$

The total heat lost is equivalent to that lost to a uniform ENVIRONMENTAL TEMPERATURE, T_e :

$$A(hc + hr)(T_e - T_s) = R + C = Ahc(T_r - T_s) + Ahr(T_b - T_s).$$

Solving for T_e results in the expression:

$$T_e = \frac{hcT_r + hrT_b}{(hc + hr)}.$$

Concerning 201.3.213 – INTERVENTIONAL MR EXAMINATION

Examples: aspiration cytology, core biopsy, breast biopsy, wires localization, depth electrode placement in the brain for EEG of pallidotomies, chemo ablation, cryosurgery and thermal ablation using laser, focused ultrasound and radiofrequency energy. Can be used in the operating room to guide brain tumour resection after craniotomy. Can be coupled with endoscope procedures providing external and internal localization or visualization.

Equipment example: Open architecture magnets and fast imaging sequences (fluoroscopy). In-room console.

Special sequences examples: Temperature monitoring, keyhole imaging-

Non-invasive visualization and localization. Problem with geometric distortion due to non-linear gradients and susceptibility artefact.

Consequences for MR WORKERS and PATIENT safety: Open architecture permits access to higher levels of all fields (static and time varying magnetic, RF).

Compatibility of instruments: The first step toward practical interventional MRI is development of instrumentation that can function satisfactorily and safely in the fields of clinical MR scanners. There is a potential for accidents caused by magnetically induced force on surgical instruments or monitoring equipment. Image artefacts may be caused by susceptibility differences. Artefacts also depend on pulse sequences (gradient echo gives more). Increase in artefact with field strength. Support instrumentation includes anaesthesia monitoring, lasers, RF generators and tracking systems. Gradients will induce voltage and current and may cause artefacts, therefore loops in cables should be avoided to prevent the danger of EMI between scanner and interventional electronics.

Compatibility of needles, catheters and other instruments developed for interventional purposes (composed of high-nickel stainless steel and other materials) reduce torque from the static field and minimize susceptibility artefacts.

Interventional procedures are increasingly being performed using MR SYSTEMS, so that measurements of bonding resistance and touch voltages should be performed on MR units, just as they are on conventional radiographic systems [146].

There will need to be some differences in procedure, because of the strong magnetic field within the scanning room, but the general principles will be the same.

Touch voltages should be measured using a conventional auto-ranging digital multimeter, equipped with a set of test leads long enough for the meter to be sited outside the scanning room. One lead should be attached to the earth reference bar (ERB), and the other lead, fitted with a sharp pointed probe used to check for touch voltages on any of the accessible conductive surfaces within the scanning room. The probe should be tested to ensure that it does not contain any significant amount of magnetic material by running a test magnet over it.

Measurements should also be made between the earth point on all mains sockets in the scanning room and the ERB. If any devices are plugged into sockets outside the scanning room and then used within the scanning room, these should be supplied from the same phase as any sockets within the scanning room, and the touch voltage on the earths of these sockets also measured. The touch voltage should be less than 10 mV, AC or DC. If a voltage greater than 10 mV is found, the measurement should be repeated using an IEC filter. If the touch voltage is still above 10 mV, the source of the voltage should be investigated. Once it has been established that there are no significant touch voltages present, the bonding resistance should be measured. A battery operated four-wire milliohmmeter should be used, in order that the meter can be kept at a safe distance from the midline of the field during the measurement. The meter should have a resolution better than 10 mΩ, and be capable of performing the measurement at a current greater than 100 mA.

The resistance between the ERB and all accessible conductive surfaces of installed equipment should be less than 100 milliohms. The resistance between the earth point of all mains sockets and the ERB should also be less than 100 mΩ.

Any portable devices should be plugged directly into a conveniently located hardwired socket. Extension mains leads should not be used within the scanning room.

Concerning 201.3.217 – MAGNETIC RESONANCE (MR)

The phenomenon of MR occurs when the frequency of electro-magnetic radiation equals the Larmor precession frequency of the nuclear or electron magnetic moments.

Concerning 201.3.221 – MAGNETIC RESONANCE WORKER (MR WORKER)

The concept of MR WORKERS is related to the level of exposure of this group of workers to the EMFs emitted by the MR SYSTEM. This level may be higher than what is allowed by legal regulations in some countries for workers in general, creating for the MR WORKER the need of special EMF exposure limits as defined in this standard. The EMF exposure limits stated in this document permit the unrestricted presence of the MR WORKER in CONTROLLED ACCESS AREA even during scanning. The level of these limits and the resulting RISKS to the MR WORKER are discussed elsewhere in this annex.

The term MR WORKERS includes all people working near the MR EQUIPMENT in the CONTROLLED ACCESS AREA or equivalent, either in the medical arena where the MR SYSTEM is installed and being operated and serviced or at the MANUFACTURER where the MR SYSTEM is being developed and manufactured. As such the MR WORKER includes but is not limited to the personnel maintaining the MR SYSTEM, the OPERATOR and the medical staff, or the MR WORKER can be the technical personnel at the MR MANUFACTURER, development and manufacturing engineers, installation and service personnel. Both groups of MR WORKERS are equally essential in maintaining the medical benefits for the PATIENTS.

Apart from the MR WORKER, two further groups of individuals exposed to the EMFs emitted by the MR SYSTEM can be discerned. These are MR volunteers and MR PATIENT carers.

An MR volunteer is an individual who has freely consented to an investigational MR procedure authorized by local regulations, and therefore is subject to the limits authorized by the ethics committee. An MR volunteer is therefore not considered to be an MR WORKER according to the definition in this standard.

An MR PATIENT carer is an individual, who supports the PATIENT during an examination and therefore may be exposed to the same level as for PATIENTS. MR PATIENT carers therefore can be informed and screened in the same way as the PATIENT. An MR PATIENT carer, who is not employed as an MR WORKER, is therefore not considered to be an MR WORKER according to the definition in this standard. An MR PATIENT carer who happens also to be an MR WORKER is to be seen as an MR WORKER.

Concerning 201.3.223 – MEDICAL SUPERVISION

MEDICAL SUPERVISION requires a positive assessment by a qualified medical practitioner of the RISK versus benefit for a particular scan, or a decision by a qualified surrogate of the practitioner that the PATIENT satisfies a set of objective criteria, formulated by a qualified medical practitioner, for the parameters of the scan and the condition of the PATIENT. MEDICAL SUPERVISION may entail physiological monitoring of the PATIENT by means of devices designed to measure or assess various physiological states (e.g. heart rate, ECG trace, blood pressure, pulse oximetry; but see cautions in 201.7.9.2.101 b)).

Concerning 201.3.233 – SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)

The SAR is a function of the frequency (increasing approximately as the square of the frequency), the type and number of radio frequency pulses, the duration and repetition rate of pulses and the type of coil used for transmission. The important biological factors are: conductivity of tissue, specific gravity of the tissue, anatomical region examined, tissue type (e.g. the degree of perfusion) and mass of the PATIENT.

Concerning 201.3.246 – $(|dB/dt|_{peak})_{FPO}$

The magnitude of TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD $|dB/dt|$ due to gradient switching varies significantly as function of location inside the gradient coil. To protect MR conditional devices that may be sensitive to gradient switching, the GRADIENT OUTPUT, specifically $|dB/dt|$, must be evaluated for a sufficiently large volume inside the bore of the MR SYSTEM. The required volume for evaluation of the GRADIENT OUTPUT for device interaction

(FPO) is typically bigger than the radius of the COMPLIANCE VOLUME appropriate for evaluation of physiological effects (PNS OUTPUT), see 201.12.4.106.6.

$|dB/dt|$ includes all vector field components of all GRADIENT UNITS. The peak value is derived by evaluation of any slewing gradient in any part of the MR EXAMINATION at the location defined for FPO, see 201.12.4.106.6. This peak value is particularly relevant to protect devices against EMC issues and vibrations.

Concerning 201.3.247 – $(|dB/dt| \text{ rms})_{FPO}$

Protection of MR conditional devices against damage by gradient switching also requires a root mean square limit for thermal issues. It is defined by the following formula

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right| \text{ RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

where t is time, and t_x is the integration time. A multi-tier approach for the evaluation of $(|dB/dt| \text{ rms})_{FPO}$ and this formula is defined in 201.12.4.106.7.

Concerning 201.3.250 SPATIAL FIELD GRADIENT (SFG)

The SPATIAL FIELD GRADIENT of the main field of the magnet (SFG) is given by

$$SFG = |\nabla \vec{B}| = \sqrt{\left\{ \frac{\partial}{\partial x} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial}{\partial y} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial}{\partial z} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2}$$

The following derivation shows that this quantity is representative of the force exerted on a ferromagnetic object or implant (neglecting torque).

A magnetizable object placed in the field of an MRI magnet will experience a net force. The general formula for the total net force on an object of volume V is

$$\vec{F} = \iiint_V (\vec{M} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} dV = \iiint_V (M_x \vec{\nabla} B_x + M_y \vec{\nabla} B_y + M_z \vec{\nabla} B_z) dV$$

where $\vec{F}$ is the net force vector on the object, V the volume of the object, $\vec{M}$ the magnetization vector and $\vec{B}$ the magnetic field of the magnet. From this equation it can be seen that the force depends directly on the gradients of $\vec{B}$ and not on the magnitude of $\vec{B}$ (in a homogenous field, the net force is zero). However, indirectly the magnitude of $\vec{B}$ also enters the equation because the magnetization $\vec{M}$ depends on $\vec{B}$ as the object is magnetized by the magnet. It should be noted that $\vec{M}$ and $\vec{B}$ are both vectors that depend on the position in V . Further, $\vec{M}$ and $\vec{B}$ in general have different directions. Although $\vec{M}$ is directly caused by $\vec{B}$, there is no direct relation between them, because the materials and shape of the object also play a role. Analytical relations between $\vec{M}$ and $\vec{B}$ exist only for very specific cases, such as a linearly magnetized sphere or a very thin rod. In short, evaluation of the equation for SFG is in general difficult and requires numerical calculation with specialized software.

Although calculation of the exact force is difficult, estimation of the worst case force is straightforward. A first approximation is that the size of the object is assumed to be small so that it can be treated as a point source. In particular, the dimensions of the object shall be smaller than the distance over which the gradients of $\vec{B}$ change substantially. In that case we can speak about “the gradients” at the point where the object is located. In other words the

field gradients indicated in the equation above can be considered constant over V and can therefore be taken outside the integration. Also we can then evaluate $\mathbf{M}$ as a summation over the volume leading to the so-called “magnetic moment” $\mathbf{m}$ of the object. One can consider $\mathbf{m}$ as being the equivalent magnetic point dipole, like an infinitesimally small magnet, that generates the same magnetic field as the actual magnetized object. The force is then given by:

$$\vec{F} = (\vec{m} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} = \left\{ m_x \frac{\partial}{\partial x} + m_y \frac{\partial}{\partial y} + m_z \frac{\partial}{\partial z} \right\} \vec{B} = m_x \vec{\nabla} B_x + m_y \vec{\nabla} B_y + m_z \vec{\nabla} B_z$$

or written in components of $\mathbf{m}$ and $\mathbf{B}$, and using the fact that $\nabla B = 0$ in volumes without electrical current i.e. $\partial B_x / \partial y = \partial B_y / \partial x$, $\partial B_y / \partial z = \partial B_z / \partial y$, and $\partial B_z / \partial x = \partial B_x / \partial z$:

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = m_x \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} \end{pmatrix} + m_y \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial y} \\ \frac{\partial B_y}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \end{pmatrix} + m_z \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix} = m_x \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} \end{pmatrix} + m_y \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial y} \\ \frac{\partial B_y}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \end{pmatrix} + m_z \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix}$$

So we see that the force not only depends on all 9 spatial derivatives of $\mathbf{B}$ and the magnitude of $\mathbf{m}$, but also on the direction of $\mathbf{m}$.

To further simplify the calculation, we assume that $\mathbf{m}$ has the same direction as $\mathbf{B}$. This is a critical assumption in the derivation which is justified because $\mathbf{m}$ is resulting from $\mathbf{B}$, i.e. $\mathbf{B}$ imposes the directionality of $\mathbf{m}$. For lightly magnetic objects that are placed in the very strong field of the MRI magnet, $\mathbf{m}$ and $\mathbf{B}$ are expected to have virtually identical directions in the first place. Secondly, the object has the tendency to rotate in such a way that $\mathbf{m}$ becomes aligned with $\mathbf{B}$. So,

$$\vec{F} \approx \left(\frac{|\vec{m}|}{|\vec{B}|} \vec{B} \cdot \vec{\nabla} \right) \vec{B} = |\vec{m}| \frac{B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z}{|\vec{B}|}$$

or

$$\frac{|\vec{F}|}{|\vec{m}|} \approx \frac{|B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|}{|\vec{B}|}$$

The value represented in this equation has the dimension of T/m, so this is effectively a SPATIAL FIELD GRADIENT that expresses the magnitude of the force per unit of magnetic moment.

For saturated objects, $|\mathbf{m}|$ is constant. The force is then proportional to the right-hand side of the last equation. So, the right-hand side represents the SPATIAL FIELD GRADIENT. Note that the first and last equations are indeed identical:

$$|\nabla |\vec{B}|| = \frac{|B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|}{|\vec{B}|}$$

But it is unlikely that implants are magnetically saturated. To give an indication, saturated iron objects already experience a 1 g force at low SPATIAL FIELD GRADIENTS of about 0,05 T/m. So, implants made of such materials would always fail the 1 g test (ASTM F2052) in the MRI magnet which has several T/m.

If the implant is made of non-magnetic material (or more precisely, a material with low magnetic susceptibility) the magnetic moment $|\mathbf{m}|$ is proportional with $|\mathbf{B}|$. In that case the force is proportional to the product of $|\mathbf{B}|$ and the SPATIAL FIELD GRADIENT:

$$|\vec{B}| \cdot |\nabla|\vec{B}|| = |B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|$$

For another way of deriving this result see [226]

Concerning 201.7.9.2.101 – Instructions for use for MR EQUIPMENT

The instructions for use of MR EQUIPMENT complying with this standard play an important role in providing the necessary information to the RESPONSIBLE ORGANIZATION or OPERATOR.

Regarding the safety of PATIENTS, these documents should contain specific information on the content of programs for pre-screening of PATIENTS, MEDICAL SUPERVISION of PATIENTS in cases of use of the MR EQUIPMENT in controlled modes of operation and emergency procedures.

With regard to the safety of staff, the same documents should contain specific information on the handling of electronic equipment and/or metallic objects in the CONTROLLED ACCESS AREA and the use of cryogen in case a superconducting magnet is used.

Concerning 201.7.9.2.101 a) – Pre-screening of the PATIENT and MR WORKER

Pre-screening of the PATIENT and even the MR WORKER is important because an MR EXAMINATION or just being present near the MR EQUIPMENT can be considered to be a significant RISK [1] [2] for PATIENTS or MR WORKERS who have metallic implants or electrically, magnetically or mechanically activated implants (e.g. cardiac pacemakers) The origin of this RISK is related to the magnetic and electromagnetic fields produced by the MR EQUIPMENT, which may produce strong attraction and/or torque to the metallic implant or may interfere with the operation of active devices.

This applies also to PATIENTS and MR WORKERS who rely on electrically, magnetically or mechanically activated external life support systems.

Scanning PATIENTS with intracranial aneurysm clips is contra-indicated unless the physician is certain that the clip is not magnetically active.

Examination by MR EQUIPMENT, in terms of PATIENT pre-screening, requires particular caution in the following cases:

- PATIENTS with implanted surgical clips (haemostatic clips) or other ferromagnetic materials (which the magnetic field may dislodge);
- PATIENTS engaged in occupations or activities which may cause accidental implantation of ferromagnetic materials, or who may have imbedded metal fragments from military activities;
- PATIENTS with permanent (tattoo) eye-liner or with facial make-up (because severe eyelid irritation has been reported);
- PATIENTS with compromised thermoregulatory systems (e.g. neonates, low-birth-weight infants, certain cancer PATIENTS);

- PATIENTS with metal implants, because these may cause artefacts in diagnostic images due to magnetic field distortion;
- PATIENTS with implanted prosthetic heart valves;
- PATIENTS who are pregnant, because the safety of the MR EXAMINATION has not been completely established for embryos or foetuses. Qualified medical practitioners should determine (after considering alternatives) if the clinical value of the examination outweighs the RISKS.

Concerning 201.7.9.2.101 b) – MEDICAL SUPERVISION OF PATIENTS

In terms of the potential need for MEDICAL SUPERVISION of the PATIENT, particular caution is required in performing MR EXAMINATIONS for the following cases:

- PATIENTS with a greater than normal potential for cardiac arrest;
- PATIENTS who are likely to develop seizures, or claustrophobic reactions;
- decompensated cardiac PATIENTS, febrile PATIENTS, and PATIENTS with impaired ability to perspire;
- PATIENTS who are unconscious, heavily sedated, or confused, and with whom no reliable communication can be maintained;
- babies and small infants who cannot be expected to use the audio communication channel provided with the MR EQUIPMENT;
- examinations which are carried out at ENVIRONMENTAL TEMPERATURE above 25 °C.

Concerning 201.7.9.2.101 c) – Emergency medical procedures

Attention should be paid to safety considerations related to the emergency procedures that could be necessary for particular PATIENT conditions. Though this is a subject that is the responsibility of the RESPONSIBLE ORGANIZATION, it may be helpful if the MANUFACTURER gives advice on this matter:

- a recommendation that there should be established a procedure for removing PATIENTS rapidly from the magnet's influence (if necessary, by shutting down the magnet) in case of an emergency;
- a recommendation to establish an appropriate plan for treating, outside the magnet's influence, a PATIENT who requires emergency assistance (because the safe and effective use of electronic or other metallic emergency equipment may be impossible near the magnet).
- a recommendation to establish a procedure for removing PATIENTS from the magnet's influence when an unexpected implant is found. In this case, using the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT may not be appropriate in view of the relative rapid decay of the static magnetic field and a slow removal of the PATIENT from the magnet may be the most appropriate method.

Communication with the PATIENT or monitoring of an anaesthetised PATIENT should be assured throughout the MR EXAMINATION.

Certain PATIENTS may sustain claustrophobic reactions which should be discussed before a MR EXAMINATION is undertaken.

Concerning 201.7.9.2.101 d) – Exposure of the PATIENT and the MR WORKER to excessive acoustic noise

Standards to protect against hearing loss are based on the RISK for permanent noise-induced hearing loss caused by long term occupational exposure. The allowed exposure in the general standard is 80 dB(A) per 24 h. This limit can be increased with 3 dB per factor 2 less duration (i.e. 83 dB(A) per 12 h, 86 dB(A) per 6 hs, etc.). In addition it is ruled in some countries that

at daily exposure levels above 85 dB(A) appropriate measures should be taken [3],[4]. This applies for workers.

For PATIENTS this standard requires that the instructions for use point to the need to apply hearing protection when the MR EQUIPMENT is capable of producing noise levels above 99 dB(A), which is derived from the limit of 80 dB(A) defined in subclause 9.6.2.1 of the general standard. This limit is increased by 14 dB, because the exposure duration is 1 h only. Another 5 dB are added because the exposure is given only once instead of daily, which can be derived from Kryter [5]. According to Kryter it is reasonable to assume that permanent shift of the acoustic threshold in occupationally exposed persons is proportional to the total noise energy present over the entire career. In total, the level above which hearing protection is required for the PATIENT is:

$$80 \text{ dB(A)} + 14 \text{ dB} + 5 \text{ dB} = 99 \text{ dB(A)}$$

The requirement is important because modern MR EQUIPMENT can produce noise levels to the PATIENT that are much higher than 99 dB(A). Mc Jury *et al.* [6] recently report levels up to 115 dB(A). The MR EQUIPMENT may produce a noise spectrum with a broad band centered around 1 kHz [7]. However, the design of strong GRADIENT UNITS in new MR EQUIPMENT may lead to higher noise levels as well as higher centre frequencies [8] (see also subclause 201.9.6.2.1). The noise attenuation from the use of properly applied hearing protection (ear muffs or earplugs) usually ranges from 25 dB – 30 dB at 2 kHz. Accidental sub-optimal use or omission of hearing protection is not an acute safety problem for most PATIENTS [9]. Their typical exposure duration will be much below 1 h and the typical noise level in most scans is much (5 dB – 10 dB) below the maximum value of which the MR EQUIPMENT is capable. However this may not be true in MR EQUIPMENT that can produce very high noise levels. In addition, special care should be taken for the situation in which the PATIENT is given anaesthesia. In that case the aural reflex can be ineffective or much less effective than in conscious PATIENTS, because of the influence of the muscle relaxing drugs on the stapedius muscle in the middle ear [10]. The necessity of the careful use of ear protection especially in that situation has to be emphasized in the instructions for use.

Concerning 201.7.9.2.101 e) – CONTROLLED ACCESS AREA

The installation of a CONTROLLED ACCESS AREA and the appropriate use of warning signs and markings is necessary to control exposure of individuals with medical implants to high magnetic fields, and to prevent the entry of ferromagnetic objects into the CONTROLLED ACCESS AREA (see also rationale to 201.7.9.2.101 j) and 201.7.9.3.101 b)).

(1) Attraction and torque on ferromagnetic materials

NOTE This item refers to areas inside the CONTROLLED ACCESS AREA.

All magnets are surrounded by magnetic fringe fields. The major safety consideration is the development of administrative and physical barriers to prohibit the accidental introduction of ferromagnetic objects into the examination area.

In addition, the field distortions generated by small magnetic objects either in the PATIENT or accidentally introduced and clinging to the inside of the magnet can result in image artefacts. For these reasons, the examination area should be secured against unauthorised entry at all times.

Various HAZARDOUS SITUATIONS, which may be caused by interaction between ferromagnetic materials and the field, are as follows:

- ferromagnetic aneurysm clips or ferromagnetic fragments being displaced inside the body of the PATIENT, damaging surrounding tissue;
- loose ferromagnetic materials, attracted into the magnet, injuring the PATIENT externally; and
- a heavy ferromagnetic object, attracted to the surface of the magnet, trapping a person between it and the magnet.

The attractive force and/or torque exerted by a magnet upon an object composed of ferromagnetic materials is due to the interaction of the magnetic field and the induced magnetisation in the object. This force will therefore depend on the value and on the rate of variation in space of the magnetic field, on the specific magnetic properties of the object's materials as well as on the object's mass and shape.

Similarly, the torque exerted by the magnet on an object depends on the same quantities. It may also be present in the absence of any attractive force in a situation in which the field is perfectly uniform. An object will always experience a torque unless it is perfectly aligned with the field, whereas an attractive force will be exerted only in the presence of a non-uniform field.

Notwithstanding the fact that the force on an object depends on its magnetic nature and on the spatial rate of change of the field, it is more practicable to state the necessary precautions in terms of a field limit value, since measurements of the static field can be performed more easily. The attraction effects usually come into effect when the magnetic fringe field is stronger than 3 mT.

An alternative approach to control the attraction on ferromagnetic materials is described in the ACR Guidance Document for safe MR practices [142]. In stead of just defining field limit values which constitutes the CONTROLLED ACCESS AREA, the MR site is conceptually divided into four zones.

- Zone I, is the region which includes all areas that are freely accessible to the general public.
- Zone II, is the area which constitutes the interface between the uncontrolled Zone I and the strictly controlled Zones III and IV. Typically PATIENTS are greeted in Zone II.
- Zone III, is the region in which free access by untrained persons may result in serious accidents. Zone III is strictly under control by MR personnel and should be physically restricted from general public access by for example key locks. Non-MR personnel are not to be provided with independent Zone III access until such time as they undergo the proper education and training to become MR personnel themselves. Zone III, or at the very least the area within it wherein the static magnetic field's strength exceeds 0,5 mT, should be demarcated and clearly marked as being potentially hazardous.
- Zone IV, is the area which is synonymous with the MR scanner magnet room itself. It is by definition always located within Zone III. Zone IV should always be demarcated and clearly marked as being potentially hazardous due to the presence of very strong magnetic fields.

Other publications are available describing possible instructions for the design and realization of MR suites. Examples are the MRI Design guide as published by the Department of Veterans Affairs. [156].

Magnets can be classified roughly into the following general types:

- superconducting magnets,
- resistive magnets and
- permanent magnets.

Self-shielded magnets differ significantly from their non self-shielded counterparts with respect to the distribution of the magnetic fringe field. Non-self-shielded superconducting magnets and resistive magnets with an air core solenoid tend to have the same distribution of the magnetic fringe field, except that the intensity of the field differs.

The various types of magnets can be classified in terms of the attraction of ferromagnetic materials as follows:

- Non-self-shielded type magnets

This type of magnet has the most extensive magnetic fringe field region and, therefore, produces the widest hazardous zone. Since the rate of change of the field is low, the expected forces are less severe. Due to their lower magnetic field, the resistive magnets have a proportionally smaller hazardous region than superconducting magnets.

- Self-shielded type magnets

The magnetic fringe fields are restricted and therefore the hazardous zone is limited. Nevertheless, due to the significant field gradient, the maximum attractive force exerted by this type is greater than that of the non-self-shielded type.

- Permanent magnets

The magnetic fringe field region is the most limited, with the smallest hazardous zone as a result. However the field gradient is more significant. Consequently there is a danger that ferromagnetic materials could be attracted even in the zone where the magnetic fringe field intensity is small. In addition, permanent magnets cannot in practice be de-magnetised in cases of emergency, whereas other types of magnet can be de-energised.

2) Effect of the static field on other devices

The use of warning signs and the definition of a CONTROLLED ACCESS AREA are necessary to control exposure of individuals with medical implants. Generally, areas below 0,5 mT have not been shown to be a potential source of interference, e.g. to cardiac pace-makers [11]. The European Standard EN 45502-2-1 [12] reflects this fact by defining a threshold of 1 mT.

The controlled access area is set to 0,5 mT in order to provide an adequate safety margin for implants that still use a reed switch or Hall effect switch for control of patient therapy. Typical switches are specified for operation at or above 1,0 mT but margin is provided for switch tolerances, manufacturing variabilities, and other factors (e.g. component ageing, flux density variations).

Numerous electronic equipment found in a hospital department (e.g. X-RAY TUBES, cathode ray tubes, scintillation cameras, and X-RAY IMAGE INTENSIFIERS) may be affected by magnetic fields above a value of the order of 0,1 mT to 5 mT. Siting a MR EQUIPMENT in an area in which its magnetic fringe field impacts on this equipment may require shielding. Such shielding can also simplify the problems of control of access for safety reasons. It is worth noting that equipment such as television systems and video display terminals are particularly important in this respect because they are becoming more and more common in a medical facility. Computer electronics are generally not affected by the lowest fields. To erase magnetic information, such as that on credit cards requires a relatively low static field. Thresholds as low as 20 mT have been reported.

Since the output of a photo-multiplier tube is affected by the magnitude and orientation of magnetic fields, equipment whose operation is extremely sensitive to the gain of a photo-multiplier tube (e.g. belonging to a scintillation camera or a COMPUTED TOMOGRAPHY system) can be among those affected by the lowest magnetic fields. The entire equipment or individual photo-multiplier tubes can be magnetically shielded, but the large aperture of a scintillation camera will make magnetic shielding difficult in most cases.

Electroencephalographs and electrocardiographs may be used in areas near the MR EQUIPMENT sites, the former being extremely sensitive to time varying magnetic fields and the latter being relatively insensitive. However, quantitative data should be provided by the MANUFACTURER of the electroencephalograph or electrocardiograph equipment.

Concerning 201.7.9.2.101 f) – Liquid and gaseous cryogenics

1) Handling of liquid cryogen: helium and nitrogen

a) Properties of the cryogen

- detrimental to health (see also item 2);
- odourless;
- non-flammable;
- non-toxic;

- helium is lighter than air;
- when evaporating, they produce cold fogs which will spread.

Nitrogen fog will sink quickly to the floor.

At ENVIRONMENTAL TEMPERATURE (20 °C), 1 l of liquid helium will produce approximately 810 l of helium gas, and 1 l of liquid nitrogen will produce approximately 700 l of nitrogen gas.

b) Dangers associated with cryogen

Incorrect handling of helium and nitrogen can result in:

- danger of cold injuries;
- danger of suffocation;
- danger of oxygen condensation.
- Cold injuries

When handling liquid nitrogen/helium, any contact with the skin should be avoided, because of the danger of cold injuries. Splashes on the skin cause skin damage similar to burns. The eyes are particularly vulnerable.

- Danger of suffocation

Leaking helium or nitrogen gas will displace the oxygen. An ambient air oxygen concentration of less than 17 % to 18 % is not sufficient for human respiration. The limit of the air oxygen concentration should meet national laws or regulations.

If a cloud of helium or nitrogen escapes into the examination room, it is advisable to immediately evacuate the room and to re-enter this room only after the oxygen content has been verified to be sufficiently high.

- Condensation of oxygen

The surface temperature of containers of nitrogen and helium may be sufficiently low to condense oxygen or oxygen-enriched air, which would add to a fire HAZARD.

If grease, oil or other combustible material is present in the vicinity of containers, the escape of cryogenic gases can lead to the formation of a potentially combustible liquid due to liquefaction of air and concentration of oxygen.

c) Protective clothing

The wearing of protective clothing is essential during all work in conjunction with liquefied cryogen.

Such clothing consists of:

- safety gloves;
- work gloves;
- face shield;
- laboratory coat/overalls (cotton or linen);
- non-magnetic safety shoes.

2) QUENCH

A QUENCH is due to excessive heating of the wires of the magnet immersed in liquid helium (e.g. induced by loss of vacuum, mechanical perturbations, excess external forces, etc).

Superconducting magnets can vent up to several hundred litres of cryogenic gases per hour during normal operation. During the QUENCH, approximately 10 m^3 to 10^3 m^3 of gas at atmospheric PRESSURE can be vented within a few minutes.

Usually, a QUENCH occurs when the quantity of liquid helium becomes insufficient to cool the superconducting coil. Due to the increase in the temperature of the coil, the superconducting wire exhibits normal conductivity, and an excessive boil-off starts.

If proper venting is not used, three effects can occur during rapid boil-off at a QUENCH:

- excessively cooled gases will freeze water molecules in the area adjacent to the magnet, causing a dense white fog;
- air in the room will be displaced by helium, making it difficult, if not impossible, to breathe;
- the helium gas that escapes during a QUENCH is extremely cold and might even freeze objects in its way.

3) Filling of cryogen

In some types of MR EQUIPMENT periodic refill of cryogen is necessary to keep the helium above the safety level to prevent the QUENCH. During the refill, excessive boil-off of cryogenic gas occurs which could cause the same condition as mentioned above. About 10 % to 30 % of liquid helium will be converted to gas during normal refilling.

Concerning 201.7.9.2.101 g) – Operating modes

See rationale concerning 201.12.4.103.

Concerning 201.7.9.2.101 h) – Exposure of the PATIENT and MR WORKER to static magnetic field

~~Static magnetic fields used in commercial MR EQUIPMENT range in strength from about 0,02 T to 3,0 T. Experimental units now range in field strength up to 10 T. While permanent magnets and resistive magnets are utilized in some MR EQUIPMENT, most commercial MR EQUIPMENT use superconducting magnets.~~

~~In superconducting magnets, the static field is typically parallel to the long axis of the body. In some MR EQUIPMENT, supplied with a TRANSVERSE FIELD MAGNET, the static magnetic field is normal to the long axis of the PATIENT.~~

~~The magnetic field experienced by the PATIENT typically is limited to the operating field strength of the magnet. From the technical specification sheet, as provided by the MANUFACTURER following 201.7.9.3.101 b), it can be seen that for some magnets the stray field outside the bore of the magnet may even be higher than the operating field strength of the magnet.~~

~~Except in some cases of interventional work the MR WORKER can normally be assumed to be exposed only to the static magnetic field of the MR EQUIPMENT, in particular to its static magnetic fringe field.~~

~~It should be realized that the European Directive 2004/40/EC ([130] referred to in the rationale for 201.7.9.2.101 k) does not currently include exposure limit values for workers for the static magnetic field. Exposure limit values are given in Table 1 of the European Directive. The lowest frequency range is 'up to 1 Hz' and thus does not include the 0 Hz of the static magnetic field. Values for exposure to the static magnetic fields may be introduced in the EU directive which is under review (see the amending European Directive 2008/46/EC which delays the implementation at least until 30 April 2012). An updated guideline for the exposure limit values is introduced by ICNIRP (see rationale 201.7.9.2.101.k) in 2009 [162] (see also Table AA1 on static field occupational standards).~~

~~Exposure to the static magnetic field for the MR WORKER is allowed up to 4 T in this standard. This value is proposed because known physiological and sensory effects of the exposure to static magnetic fields up to 4 T are limited to subjective observations like dizziness and vertigo. These observations by the person involved can be dependent on the head movement of the person during exposure and vary a lot between individuals and are not considered to be a negative health effect for the MR WORKER apart from his/her general well being during exposure. However, together with possible effects on eye-hand coordination, the optimal~~

~~performance of workers executing delicate procedures (e.g. surgeons) could be reduced, along with a concomitant reduction in safety [143].~~

~~Although for specific types of MR WORKER the frequency of exposure to static magnetic fields ≥ 3 T may be relative high, there is no generally accepted known HARM to these MR WORKERS as a result of the sensory effects. In addition, the probability of HARM to the PATIENT as a result of these effects on the MR WORKER (resulting possibly in loss of concentration or unstable hand control) is estimated to be very low. It is subject to separate work place and function specific guidelines and regulations on working practice. Consequently, the RISK associated with both HAZARDS is estimated to be acceptable even at static magnetic fields up to 4 T. For both the PATIENT and the MR WORKER exposure to higher values than 4 T requires approval following local regulations.~~

~~An important point for consideration is the fact that many published reports indicate that it is not the exposure to the static magnetic field, but the movement in the static magnetic field (including the stray field of the magnets of the MR EQUIPMENT), that results in the observed physiological and sensory effects. It is claimed that just being exposed to the static magnetic field (e.g. standing next to the magnet or laying still on the PATIENT support in the field) does not create any sensory effect. This suggests exposure limits should be expressed in T/s rather than T. A recent publication by Glover [148] however suggests direct sensory effects caused by exposure to the static magnetic field. He reports postural sway and "falling" sensation next to a 7 T magnet observed by a volunteer standing still next to the magnet.~~

~~Movement in the inhomogeneous stray magnetic field of the magnet induces electric currents in the human tissue, which may call for an exposure limit value. Recent publications [145] have illustrated that the current densities induced can exceed the values set by the ICNIRP guidelines [131] or the IEEE guidelines [154] in the frequency range of a few Hz, which can be seen as the frequency range relevant for the movement of an MR WORKER in the stray field of the magnet. Movement through static fields will induce currents above the relevant exposure limit values for time varying EMF sources as given in the annex of the European Directive [130] and this will conflict with current practice with almost all high field MR SYSTEMS in the hospitals. At the time of definition of the third edition of this standard, the interpretation of the European Directive is subject to discussion. Specifically the question whether movement in the inhomogeneous stray field of the static magnetic field just outside the magnet is included and is required to be subject to the limits given for exposure to low frequency EMF is not answered at this moment.~~

~~The exposure limit proposed for PATIENT movement into the scanner is taken from the publication by Glover and is believed to set a conservative value for this movement exposure also taking into account the years of experience of patient movement into scanners, the related exposure to the changes in the static magnetic field and the fact that in routine practice PATIENTS hardly ever complain about the observed affects. The proposed limit is therefore also independent of the operating mode of the scanner. For MR WORKERS no concrete exposure limit is give for this type of exposure because in practice it will be impossible to monitor this field. Sensor devices are currently being developed [149] but are not available for routine use in the hospital.~~

~~In 2006 the World Health Organization published a report entitled: Environmental Health Criteria 232, Static fields [143]. This report is the result of an extensive review of all peer-reviewed literature on the health effects of electric and magnetic static fields. More than 500 references to literature are given and discussed. It reports on the possible interaction mechanisms with the human body, includes in vitro studies, animal studies, laboratory studies on humans, epidemiological studies, health RISK ASSESSMENT and recommendations for further studies. This report was the major source of input for the update of ICNIRP guidelines for human exposure to static magnetic fields [162]. It is however noted that the conclusion of this extensive report specifically for the health effects related to static magnetic fields is still formulated as: "Nonetheless, the severe lack of information has meant that it is not been possible to properly characterise the RISKS from static field exposure."~~

The highest values of the static magnetic field in MR SYSTEMS are mostly confined to within the system enclosures and the bore, but spatially decaying magnetic fields are encountered inside the CONTROLLED ACCESS AREA. Static magnetic fields used in commercial MR EQUIPMENT range in strength from about 0,02 T to 7,0 T. Experimental units with field strengths up to 12 T are currently being designed.

While permanent magnets and resistive magnets are utilized in some MR EQUIPMENT, most commercial MR EQUIPMENT uses superconducting magnets. In superconducting magnets, the static field is typically parallel to the long axis of the body. In some MR EQUIPMENT, supplied with a TRANSVERSE FIELD MAGNET, the static magnetic field is normal to the long axis of the PATIENT.

In evaluating exposures of PATIENTS and MR WORKERS to static fields, the effects of both the homogeneous and the spatially varying magnetic field are considered.

The biological effects of static magnetic fields are complex, and vary in range of operation from the molecular and cellular level to macroscopic and neurological effects. Biophysical and biochemical effects to be considered are related to force and torque, (flow and motion) induced currents, and alteration of molecular quantum-mechanics potentially affecting enzymatic reaction yields. For scientific reviews of potential interactions and effects, and epidemiological studies related to these effects, see among others [82], [174], [179], [180], [181], [143], [191], [209].

Potential HAZARDS are considered to be related to effects that show a clear and consistent relation to exposure, and can be related to a plausible physical and biological mechanism. In addition, repeatable positive scientific evidence is necessary when RISK CONTROL measures are defined. In summary, no conclusive evidence exists for long-term or dose-related effects of exposure to magnetic fields. The extensive World Health Organization (WHO) report [143], however, concludes that: "Nonetheless, the severe lack of information has meant that it has not been possible to properly characterise the RISKS from static field exposure."

Implications of the scientific evidence concerning magnetic field effects on humans have been translated into ICNIRP guidelines for occupational exposure [162], and a specific statement related to PATIENTS undergoing an MR EXAMINATION [170]. Exposure of PATIENTS up to 8 T is considered acceptable, since only mild transient effects related to vertigo, dizziness have been reported. None of these effects require MEDICAL SUPERVISION. Consideration of similar effects for MR WORKERS allows for unconditional exposure up to 2 T, while exposures between 2 T and 8 T are subject to controlled work environment and instructions to MR WORKERS (see also [210]).

NOTE That exposure of neonates or small children above 4 T may require consultation with local authorities.

Since the review by ICNIRP, several new studies have been published related to exposure to high field magnets (esp. 7T). Table AA.1 summarizes these publications in terms of observations relevant for guidance on exposure of PATIENT and MR WORKERS to magnetic fields.

Table AA.1 – Overview physiological effects in humans, animals and model systems, for magnetic-field exposures at field strengths relevant for MRI. The implications of the reported effects are assessed in the last column

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
Vertigo / dizziness	(7 T) 4, 7 T in 1,9 s	Short pulsed 2 T/s in same study	[148] (Glover 2007)	Limited number of volunteers, response highly subject dependent. Probably more an overall B0 threshold effect than dB/dt, see reference [182] and [185]
	3 T, 7 T; 1 T/s, 2 T/s 3,5 T/s		[182] (Roberts 2011)	Clear study design, linear motion. Nystagmus depends on field strength and head orientation, not on speed of movement.
	7 T		[185] (Mian 2013)	Extensive study design relating nystagmus and reported direction of motion to magnetic field exposures. Speed of motion or dB/dt can be excluded as mechanism, the transient effects can be attributed to time scale of neuronal adaptation of perceptions.
	0 T; 1,5 T; 3,0 T; 7 T		[192] (Heinrich 2013)	Study design used linear movement only, subjects report mild vertigo sensations
	(1,5 T)		[24] (Schenck 1992a)	Suggested effect of fluidics and E-fields in vestibular gland; see also references [182] and [185]
	1,5 T; 4 T		[67] (Schenck 1992b)	Increased effects with higher field strength, classified as mild and of no concern (from PATIENT perspective)
Postural sway	1 T; 1,5 T		[197] (De Vocht 2006b)	All effects are transient and acute, more effect reported in for fast movers
	7 T		[223] (Thormann 2013)	Diphenhydramine, even at a low dose, reduces vertigo experiences, and may be used preventively for to support improved working conditions
	1 T ² /m (7 T)		[148] (Glover 2007)	Increased postural sway in both cases; field characteristics are comparable to those near 3 T systems
Nausea	(7 T) => 0; 0,24; 0,37 T; 0,5 T/s & 0,7 T/s		[203] (Van Nierop 2013)	Study has significant bias in selection of volunteers (young, motion sickness excluded). Standardized (non-linear) head movement
	1,5 T; 4 T		[67] (Schenck 1992)	Statistically significant increase in reports at 4 T; confirmation that 1.5 T is quite problem free, and 4 T acceptable (from PATIENT perspective)
Headaches	2 T	[60] Budinger (1984)		
	1 T; 1,5 T	[197] De Vocht et al (2006b)		Limited reports, not magnetic field dependent

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
Metallic Taste	(7 T) 1 T/s; -4 T/s		[198] (Cavin 2007)	Limited number of volunteers, response subject dependent
Taste aversion	9,4 T		[175] (Nolte 1998)	Rats with taste aversion: indication that they avoid being in the field
	4 T; 7 T; 19 T (and reversed)		[205] (Houpt 2005)	Rats show taste aversion >14 T
Cognitive functions / Task Performance	0 T; 1,5 T; 3 T; 7 T (<0,8 T/s)		[192] (Heinrich 2013)	Bias: young healthy subjects. Study design used linear movement only. Cognitive tests after 20 minutes break. So, poor information on acute cognitive issues. Note that the study reports improved motion control.
	(7 T) 0 T; 0,5 T; 1 T		[202] (Van Nierop 2012)	Standardized rotational head movement, repeated each time before each study: more direct assessment of acute effects. Study has significant bias in selection of volunteers (young, motion sickness excluded). Standardized (non-linear) head movement
	1,5 T; 7 T	[189] (Schlamann 2010)		Bias: right-handed men, tests before and after full MRI protocol (including scanning); some tests showed improved task performance post-MRI
	0; T/8; T	[168] (Chakeres 2003) [171] (Chakeres 2005)		Well-controlled experiment, no effects on memory function
	1,5 T; 3 T; 7 T	[168] (Heinrich 2011)		Meta-analysis of data. Some reported effects are deemed non-significant after grouping, but careful analysis of study design versus potential mechanism (translation/rotation) is lacking. Also problems with small sample size and inadequate control conditions make no/yes decision difficult.
	0,7 T (in 1,5 T fringe field)		[174] (de Vocht 2003)	Effect on hand coordination and visual contrast sensitivity which may affect accuracy of task performance.
	0 T; 1,5 T; 3 T; 7 T (<0,8 T/s)	[192] (Heinrich 2013)		No statistically significant effect on memory performance
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (in 7 T fringe field)		[193] (de Vocht 2005)	Reduced visual tracking performance showing a B0 strength dependence

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
	0 T; 0,6 T and 1,0 T (fringe field for 1,5 T; 3 T magnets)		[194] (de Vocht 2006)	To assess exposure-response relations between exposure to magnetic fields and neurobehavioral effects twenty volunteers completed a neurobehavioral test battery after they moved their heads with the magnetic field absent, and while they moved their heads in the inhomogeneous stray fields of 1,5 T and 3,0 T MRI magnets. Exposure-response relations were found for visual (-2,1 %/100 mT) and auditory (-1,0%/100 mT) working memory, eye-hand coordination speed (-1,0%/100 mT), and visual tracking tasks (-3,1%/100 mT). Eye-hand precision, scanning speed, and visual contrast sensitivity were apparently not influenced by the magnetic field strength.
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (in 7 T fringe field)		[196] (de Vocht 2007)	Well-controlled experiment, no effects on memory function; reduced hand coordination and visual contrast sensitivity
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (in 7 T fringe field)		[197] (de Vocht 2007)	Pooling data from previous studies The posterior distributions suggested that visuomotor speed, but not precision, was affected by exposure (-0,2 % to -0,7 % per 100 mT). The visual contrast threshold at stronger contrasts also increased with increased EMF exposure (-1 %/100 mT).
	1 T; 1,5 T		[195] (de Vocht 2006)	All effects are transient and acute, more effect reported in for fast movers
	0 T; 3 T	[169] (Lepsien 2012)		No difference on/off field. Bias: young healthy subjects. Well-designed experiment, multiple tasks, subjects lying and at rest.
	0 T; 1,5 T; 4 T		[187] (Weiss 1992)	Rats tested in maze in magnetic field; clear avoidance strategy of 4 T field in well-controlled reversed maze experiment
	14 T		[204] (Lockwood 2003)	Rats start circling in magnet, also effect on rearing; attributed to vestibular gland effect
	4 T; 7 T; 19 T (and reversed)		[205] (Haupt 2005)	Rats start circling in magnet (>7 T), also effect on rearing (>4 T); attributed to vestibular gland effect (orientation dependence)
	2 T		[71] (Jehenson 1988)	Increased cardiac cycle by 17 % returning to normal at zero field. No further data available to assess relation to B0 strength. Not considered a risk for PATIENTS with compromised cardiac function
	200 mT		[208] (Hung 2010)	Nematode model, shorter lifespan, faster development. Effects confirm earlier animal and model studies on increase in number of micronucleation. Concern for increased aging when exposed to B0 fields?
Cardiac function				
Developmental effects / DNA damage				

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
	1,5 T		[172] (Simi 2008)	Human study, limited size, indicating increased DNA repair rates (micro nucleation) in relation to whole body MRI exposure, in line with other evidence in model systems. Effect may not be due to B0, but rather due to RF exposure.
	10 T; 4,7 T		[209] (Miyakoshi 2006) and references cited therein	Review of cellular effects shows potential for in situ effects on cellular biochemistry, e.g. DNA damage, ion transport and gene expression. Data at the date when this review was written considered insufficient to support need for policy update concerning exposure to strong magnetic fields
	7 T		[68] (Raylman 1996)	Less cell proliferation in human tumour cells in vitro, but no DNA strand breaks or altered cell cycles.
	4,7 T		[211] (Okazaki 2001)	Mice: molecular effects observed but no harmful macroscopic effects observed on fetal development
	5 T; 9 T		[188] (Zhang 2003)	E.coli mutagenic effect study; significant increase in mutants and superoxide radical induced gene expression (1,4x and 1,8x)
	5 T; 10 T; 13 T	[212] (Yoshie 2012)		E.coli mutagenic effect study; no mutagenicity reported in other reporter gene (thymine) and mutant bacterial strains Problem with E.coli studies is that the SMF effect may be strongly dependent on reporter gene being evaluated; end point study (resistant mutants) like in Zhang study seems more indicative
	0,5 T; 1 T; 2 T; 5 T	[213] (Ikehata 2011)		Bacteria and mice as model systems, well controlled experiment; no significant mutagenic effect in yeast culture; interestingly significant survival time in mice with tumours; study also confirms increase in micronucleation (esp in presence of comutagens). Suggestion that oxidative stress is increased in magnetic fields.
	6,34 T	[49] (Ueno 1990)		No effect on embryonic development in frogs
	<1,5 T	[61] (Kanal 1991)		No increase in birth defects under MR Techs
	1,5 T?	[64] (Kay 1988)		No adverse effects on embryonic development in frogs
Biophysical signalling	0,25 T		[214] (Wang 2009); [215] (Wang 2010)	inhibition of cellular signalling mechanisms and reduced cell proliferation in vitro, static magnetic fields have similar effects as drugs
	0,32 T		[217] (Cunha 2012)	Cell proliferation of osteoblasts is affected by magnetic field exposure
	0,25 T		[216] (Azanza 1989)	Static magnetic field can mimic effects from caffeine on neurons

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
	0,6 T		[219] (Fanelli 1999)	Static magnetic field above 600mT were found to decrease the extent of cell death by apoptosis induced by several agents in different human cell systems, mediated by enhanced Ca ²⁺ inflow
	1,5 T		[218] (Sirmatel 2007)	Exposure of male humans shows positive effect of decreasing oxidative stress in men following short-term exposure
	3 T		[220] (Lee 2011)	Micronuclei and chromosomal aberrations in human cell cultures exposed to MR scanning accumulate with exposure time. It is not clear that this is due to B0, or to RF exposure.
Phosphores	50 mV/m – 100 mV/m @ 20 Hz		[199], [200], [201] (Lovsund 1980)	Perception of faint flickering visual sensation evoked by internal electric fields induced in the retina by the magnetic field Magnetophosphores: The sensation of flashes of light caused by induced electric currents stimulating the retina.

In recent years many 3,0 T MR SYSTEMS have been installed and routinely used for PATIENT studies. No PATIENT data are published in the literature describing negative health effects which need MEDICAL SUPERVISION at 3,0 T. From a cautionary principle, the request for MEDICAL SUPERVISION when scanning PATIENTS at 7,0 T MR SYSTEMS is required. In line with previous recommendations, the level of concern related to SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is raised to 8,0 T.

One area of concern is whether static magnetic fields are hazardous to the unborn children of exposed pregnant MR WORKERS. While proving safety in an absolute sense requires an infinite number of experiments, there is no evidence in the literature to date that exposure to static magnetic fields is hazardous. An epidemiological survey [61] of MR technologists in the United States found no correlation between exposure to high static magnetic fields and spontaneous abortion rates, infertility, low birth weight, or premature delivery. Ueno studied embryonic development of frogs in 6,34 T fields and found that rapid cleavage, cell multiplication, and differentiation were unaffected [48]. Kay also investigated embryonic development of frogs in high static fields and found no adverse effects [64]. McRobbie studied pregnant mice in gradient magnetic fields and found no effects on litter number or growth rate [65]. Studies of children who were prenatally scanned at 1,5 T have shown no detectable adverse effects up to the age of 9 years [221, 222].

In summary:

- No evidence for long term or dose effects of exposure to static magnetic fields is available, and no time-averaging exposure control measures are required. The body of evidence related to magnetic field effects on foetal development is limited, and the cautionary principle should be applied, esp. for pregnant MR WORKERS.
- All magnetic field effects are transient but should be considered at field strengths above 2 T. Reported and physiologically understood effects are magnetophosphenes, nausea, vertigo, increased postural sway, and metallic taste. All these effects appear to depend strongly on individual factors, but are reported to increase with increasing field strength and/or fringe field gradient steepness. A recent publication shows that medication to suppress vertigo experiences is also effective for MR-induced phenomena.
- In addition, some data suggests that task performance and neurocognitive alertness is affected under certain circumstances. The root cause for these effects is not known (it might be a consequence of vertigo sensitivity), and contradicting results are obtained which may be attributable to differences in study design (linear versus rotational movements, for example).

All reported effects can be considered benign for PATIENTS, based on available studies up to 8 T.

Observations of dizziness and vertigo are highly subject-specific and can depend on the head movement of the person during exposure. Given the mild nature of these effects, they are not considered to be a negative health effect for the MR WORKER. MR WORKERS should, however, be informed and trained on these effects, and given opt-out options for certain work practices. Especially interventional MR WORKERS must be informed that their task performance could be impaired when working near or inside the magnet. In view of the increase of sensitivity with field strength to sensory and potentially task-performance reducing symptoms, specific measures to avoid or minimize near approach of 7 T systems are recommended. According to [148], movement-related sensory effects can be minimized, if the field changes, due to movement, are less than 3 T/s. New studies [184] indicate that movement in itself is not the physical principle that causes the sensory effects. Nevertheless, the time constant associated with the motion can be used to reduce effects by limiting speed of motion.

• **Potential mechanisms for bioeffects**

The following (bio)physical considerations for potential mechanisms of bio-effects are taken into account for RISK ANALYSIS of the exposure of PATIENTS and MR WORKERS:

Forces, torque, and permeability

The least glamorous and perhaps most significant mechanism for MR bioeffects is the missile HAZARD. Ferromagnetic objects will experience translational forces which will attract them towards high magnetic field regions in the magnet [15]. This force depends on the product of static magnetic field strength and the spatial gradient of the magnetic field strength. Low-field shielded magnets may, at certain spatial locations, produce larger magnetic gradients than even high-field, unshielded magnet [16]. The result is that such shielded low-field magnets may exert greater forces on ferromagnetic objects than even unshielded high-field magnets at certain locations [16]. The missile HAZARD necessitates training of personnel.

Diamagnetic objects will experience translational forces attracting them to low magnetic field regions away from the magnet [15], [17], [18]. Water is weakly diamagnetic. Ueno and Iwasaka [17], [18], showed that in an 8 T, small-bore magnet, water can experience a force up to 30 % the force of gravity. This force causes the water to separate in the uniform field region of the magnet. To a first approximation, superconducting, solenoidal magnets used in MR EQUIPMENT may be approximated as Helmholtz pairs. Assume a Helmholtz pair has a radius, R , and that the static magnetic field in the centre of the coil pair is B_0 . Consider an object whose susceptibility is χ and whose density is ρ . Let the acceleration of gravity be g , let the permeability of free space be μ_0 , and let z be the axis of the Helmholtz pair. The maximum acceleration, a , (normalized to the acceleration of gravity) this object should experience in the magnetic field of a Helmholtz pair of radius, R , may be expressed as:

$$a = \frac{\chi B}{\mu_0 \rho g} \left(\frac{\partial B}{\partial z} \right) \approx \frac{\chi}{\mu_0 \rho g} \left(\frac{-0,569 B_0^2}{R} \right). \quad (\text{AA.1})$$

It can be shown that the peak force from a Helmholtz coil occurs at $z/R = 0,787$ (assuming the pair centre corresponds to $z = 0$). Ueno reported the maximum force product ($B \partial B / \partial z$) of his small bore system to be $400 \text{ T}^2/\text{m}$ at $z = 75 \text{ mm}$. Assuming a Helmholtz model applies, the radius of the Helmholtz pair $R = z / 0,787 = 0,075 / 0,787 = 0,095$ and the maximum force product is $B \partial B / \partial z = 0,569 B_0^2 / R = 38,1 \text{ T}^2/\text{m}$ (less than a 4,7 % discrepancy).

Ueno's "Moses" effect was observed in a small (0,05 m) bore, 8 T magnet. Equation (AA.1) shows that water, which is diamagnetic ($\chi = -9,05 \times 10^{-6}$ and density = $1\,000 \text{ kg/m}^3$) will experience an acceleration of about 30 % of the acceleration of gravity. When a tray is placed horizontally in the magnet and filled with water, the water is separated, leaving the tray in the magnet center dry. Ueno also found other subtle biological effects [19] related to the force product of the magnet. Equation (AA.1) predicts that force (and presumably biological effects) from magnets similar to Helmholtz magnets (such as solenoidal magnets) depends on the square of magnetic field strength and inversely on the radius of the effective Helmholtz pair. Assuming WHOLE BODY MAGNETS have a Helmholtz-equivalent radius of 1 m, then the force product for a WHOLE BODY MAGNET with 4 T is only 4 % of that of Ueno's magnet. So, in a WHOLE BODY MAGNET with 4 T water should experience an acceleration only about 1 % that of gravity.

A very indirect, but serious, bioeffect mechanism related to ferromagnetic objects involves pacemakers, brain stimulators and other active implantable medical devices. These devices may have ferromagnetic reed relay switches which are actuated by magnetic fields of a few gauss [16]. Certain prostheses, shunts, screws, and other implants may experience forces in a static magnetic field. Proper care is to be exercised to ensure that the safety of such PATIENTS is not compromised.

Before leaving the subject of ferromagnetic objects, another indirect, potential HAZARD mechanism is to be identified. This potential HAZARD mechanism involves the tendency of magnetic cores in transformers and some conductors to saturate in the presence of high static fields. Equipment containing such magnetic cores may be damaged and cease to function. If such equipment serves monitoring or life support functions, then saturation of magnetic cores may pose significant potential RISKS to the PATIENT.

Electrically conductive objects, including those with relative permeability close to unity, may be susceptible to mechanical damping forces. These forces will occur if the motion of the objects cuts across magnetic lines of force. Currents generated in conductive objects will, by Lenz's law [20], produce magnetic fields which oppose the static magnetic field and damp the motion.

Nerve conduction velocity

Charges moving orthogonal to the static magnetic field will experience Lorentz forces in directions orthogonal to both the static field and the velocity vectors. This mechanism, the Hall effect, might influence nerve conduction [21]. Static magnetic fields may influence action potential propagation time down nerve fibres by altering conduction paths and nerve resistivities [21]. The type of alteration would depend on the relative orientation of the nerve fibre with respect to the static magnetic field and the strength of the magnetic field. Even a 10 % change from no-field nerve properties would require a static magnetic field strength of 24 T [21].

Induced electric fields

Charge carriers, such as flowing blood, moving in static magnetic fields induce transverse voltages [22]. The voltages, V , induced by the magneto-hydrodynamic effect, may be derived by considering the Lorentz force, F . This force, when divided by the elementary charge q , expresses the transverse electric field. If the diameter of the blood vessel is D , the velocity of the blood flow is μ , and θ is the angle between the velocity vector and the static field, then from the Lorentz force law, we have (see Figure AA.1);

$$V = \frac{FD}{q} = \mu \cdot BD \cdot \sin(\theta) \quad (\text{AA.2})$$

Faraday's law of induction, relates induced voltage to the rate of change of flux through an area, A . Flux is the integral of the dot product of magnetic field strength B , over the area. In static magnetic fields, the normal to the area has to change with time, t , to result in an induced voltage V :

$$V = \frac{d \int \vec{B} \cdot d\vec{A}}{dt} \quad (\text{AA.3})$$

Respiration, cardiac displacements, and flowing blood may induce voltages in the body. One manifestation of these induced voltages (Figure AA.1) is the elevation in the "T" wave portion of the electrocardiogram at high static field levels [23]. During systole, the moving heart and flowing blood induce a body voltage close to the amplitude and near the cardiac cycle time of the "T" wave [23]. Chest wall motion during respiration in static magnetic fields will induce small voltages in the body. Schenck [24] has related vertigo, experienced by personnel who work near high magnetic fields, to pressures generated in the semi-circular canals of the inner ear by motion-induced electric fields.

~~Power line bioeffects and MR~~

~~Whether low level static and dynamic magnetic fields associated with power lines play roles in producing cancer has attracted much recent publicity. Epidemiological studies on effects of residential exposure to power lines at 50 and 60 Hz on childhood cancer have indicated excess risk for certain cancers [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31]. However, the statistical significance of the findings were mixed. Approximately half the studies of adult residential exposure to power lines found effects. However, only one study showed statistical significance. The other studies showed no effects. Several studies of occupational exposure to 50–60 Hz fields have been done [25], [32], [33], [34], [35], [36]. Again, the results are mixed, as is the statistical significance of the results. These studies postulate that milligauss~~

~~fields, lower than those naturally occurring, cause bioeffects. The counter-intuitive hypothesis and mixed experimental results recently led Bernhardt [37] to conclude that additional investigations are needed to clarify this matter.~~

Biochemical effects: calcium cyclotron and radical pair mechanism

There are important differences between power line exposures and exposures encountered in MR. One difference is that MR magnetic fields are static, unlike the 60 Hz power line fields. Another difference is the lack of an electric field component associated with the MR static magnetic field. A proposed mechanism for any extra low frequency (ELF) bioeffects involves cyclotron resonance of calcium ions [38]. Such a mechanism requires both a magnetic field (which may be dynamic) and an orthogonal electric field varying at the cyclotron resonance frequency probably of calcium. The cyclotron resonance frequency for calcium ions is 384 Hz/mT. The earth has a magnetic field strength of about 0,02 mT to 0,05 mT. A 60 Hz electric field would require an orthogonal magnetic field strength of 0,156 mT for the cyclotron resonance of calcium ions. Such a combination of electric and magnetic fields may occur near power lines. In a 1,5 T magnet, a 576 kHz orthogonal electric field is required for cyclotron resonance. The resonant frequency in the MR EQUIPMENT is more than two orders of magnitude higher than the cyclotron resonance frequency for calcium for the same magnet. There is no electric field near the cyclotron resonance frequency in MR EQUIPMENT, since electromagnetic shielding is used. These shields protect the environment from MR signals and prevent environmental signals from degrading MR images.

Other proposed mechanisms for static field bioeffects

Chemical reaction rates, equilibrium, and concentrations might be altered if some or all of the reactants or products had magnetic moments which significantly modified reaction thermodynamics [16], [17], [24], [39], [40], [41]. However, up to 4 T, thermodynamic considerations indicate that the effects should be nearly immeasurable [24].

Other possible mechanisms for static magnetic field bioeffects have been proposed. For example, proton tunnelling in DNA due to changes in potential height caused by the static magnetic field [40]. Other mechanisms have been discussed in excellent reviews [16], [24], [37], [40], [42], [43], [44], [45], [46].

• Observed static field bioeffects

Experimental studies

~~The T-wave enhancement, electrocardiogram artefact is the only non-mechanical static field bioeffect that is widely accepted. It is reported for PATIENTS placed in static fields of at least 0,3 T. This phenomenon is rather in the realm of biological cause than effect. Flowing blood results in the induced voltage that leads to the T-wave artefact. No adverse effects result; the PATIENT resumes producing normal EKG traces immediately upon leaving the magnetic field [16][23]. Note that Jehenson, et al. [71], also found a 17 % increase in cardiac cycle length after 10 min of exposure to a 2 T field. Cardiac cycle length returned to normal 10 min after exposure and remained normal 22 h later.~~

~~Static magnetic fields used in MR EXAMINATION do not result in increases in body temperature [47] as had been suggested [48]. There appear to be no mutagenic effects [16][42][49]. However, Narra, et al. [70] found that a mere 30 min exposure of mice to 1,5 T fields caused a 15 % reduction in testicular sperm on the 16th and 26th day after exposure. There are no effects on nerve conduction, and latency [50][51][52]. Nerve excitability is either unaffected [50] or significantly increased [51] by high static magnetic fields.~~

~~Many of the proposed mechanisms may apply at a very high field strength, but apparently do not contribute significantly at static magnetic field levels below 3,0 T. For example, Atkins [53] has shown that at normal body temperature, thermodynamic considerations require static fields of at least 10 T to produce significant alterations in enzyme conformation. Wikwso and~~

~~Barach [20] have shown that fields as high as 24 T would influence nerve conduction only slightly. Recently, Kinouchi, Yamaguchi, and Tenforde [72] showed that static fields up to 10 T should not be of concern due to voltages induced in the aorta.~~

~~There are several largely unsubstantiated reports of static magnetic field bioeffects. Oxygen consumption was observed to be depressed somewhat in mouse embryo kidney and liver cells in fields as high as 0,7 T [54]. Another study, however, found no effects at 0,6 T [55]. Contradictory results are reported on the haematology of animals exposed for weeks to high static magnetic fields [56][57][58]. There are several review articles that explore these areas in more depth [16][24][37][40][42][43][44][45][46].~~

~~At very high values of the static magnetic field (>10 T) effects are reported on the third cleavage of the frog egg leading to developmental abnormalities as reported by Denegre [140].~~

~~Experimental work at static fields above 2 T has been non-decisive. Prasad, *et al.* [71] exposed leopard frog eggs to 0,15 T or 4,5 T, or no field and found no differences in the groups. From this he concluded that magnetic fields up to 4,5 T have no effect on early development. Schenck, *et al.* [67] found increases in vertigo probability at 4 T compared to 1,5 T for human volunteers moving their heads in a 4 T field. In addition, he found statistically significant increase in nausea, metallic taste, and magneto-phosphene production. Raylman, Clavo, and Wahl [68] exposed human tumor cells to a 7 T magnetic field for 64 h. They found that the static field reduced viable tumor cell numbers by 10 % for melanoma, 22 % for ovarian carcinoma, and 41 % for lymphoma. They also found no evidence for alterations in cell growth cycles or in gross fragmentation of DNA. In another study Kroeker, *et al.* [69] found no differences in pineal or serum melatonin levels between rats exposed to 0,08 T fields and those exposed to 7 T fields.~~

~~A theoretical investigation is published by Keltner [79], showing that even at very high values of the static magnetic field (= 10 T), magneto hydrodynamic effects in the main blood vessels will still have an insignificant effect on vascular pressure see Equation AA.2.~~

~~Epidemiological studies of human exposure to high static magnetic fields have been done [59][60][61][62][63]. Data on Russian industrial workers who were exposed during their work to both static and low frequency magnetic fields up to 0,1 T contain many subjective observations (e.g., headaches, chest pains, dizziness) [62][63]. These studies also lacked adequate controls for complicating factors such as chemicals in the workplace.~~

~~In marked contrast, studies of American workers who work with high magnetic fields showed no hazardous effects in fields up to 0,5 T in one study [59] and as high as 2,0 T in another study [60]. In recent years more 3,0 T MRI SYSTEMS are installed and routinely used for PATIENT studies. In the 2nd edition of this standard it was decided to define the NORMAL OPERATING MODE scanning up till a level of 2,0 T. This was mainly introduced due to lack of data and the wish to provide MEDICAL SUPERVISION to all PATIENTS being scanned at levels higher than 2,0 T. Since then the number of 3,0 T scanners is increased considerably and much more information is available about PATIENT experiences at these field strengths. In fact no PATIENT data are published in the literature describing negative health effects which need MEDICAL SUPERVISION. While investigations into these areas should be continued, there is no evidence that exposures to static magnetic fields of 3,0 T and lower put the PATIENT at RISK. For this reason it is proposed to raise the level of concern in this edition of the standard to 3,0 T.~~

~~One area of concern is whether static magnetic fields are hazardous to the unborn children of exposed pregnant workers. While proving safety in an absolute sense requires an infinite number of experiments, there is no evidence in the literature to date that exposure to static magnetic fields is hazardous. An epidemiological survey [61] of MR technologists in the United States found no correlation between exposure to high static magnetic fields and spontaneous abortion rates, infertility, low birth weight, or premature delivery. Ueno studied embryonic development of frogs in 6,34 T fields and found that rapid cleavage, cell multiplication, and~~

differentiation were unaffected [48]. Kay also investigated embryonic development of frogs in high static fields and found no adverse effects [64]. McRobbie studied pregnant mice in gradient magnetic fields and found no effects on litter number or growth rate [65].

• **Static fields: Occupational safety standards**

In Table AA.1 a list of static occupational field exposure standards is provided. These include standards [74][75][76][77] from the National Radiological Protection Board (NRPB) used in the United Kingdom, from the American Congress of Government Industrial Hygienists (ACGIH), from the Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL), and from the Australian Radiation Laboratory (ARL). Note that all the standards require a static field “dose” limit of either 200 mT or 60 mT. Assuming these limits apply to an 8 h day, then at 0,5 T, only one hour per day could be spent in the field using the 60 mT level.

The scientific basis for such static magnetic field dose limits is missing. There is a reference [78] to keeping the induced root mean square (r.m.s.) voltages below 1 mV. Apparently concern that blood pressure might be significantly elevated in high static fields led to limits on the length of exposures to static magnetic fields. As will be discussed in the next section, this concern turned out to be unjustified [79]. However, dose-based occupational exposure standards persist. Future static field exposure standards may be updated with MR exposures in mind.

Table AA.1 – Static field occupational standards

Source	Whole-body time average (8 h)	Whole-body maximum	Extremities time average (8 h)	Extremities maximum
ICNIRP ^a	200 mT	2 T	–	5 T
NRPB ^b	200 mT	2 T	200 mT	5 T
ACGIH ^c	60 mT	2 T	600 mT	5 T
LLNL ^d	60 mT	2 T	600 mT	2 T
ARL ^e	60 mT	5 T	200 mT	10 T
ICNIRP ^f	No limit	2 T ^g	No limit	5 T
BGV_B11 ^h	212 mT ⁱ	2 T ⁱ	No limit	5 T ^j

^a International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection; 1993, [78]
^b National Radiological Protection Board (UK)
^c American Congress of Government Industrial Hygienists
^d Lawrence Livermore National Laboratory
^e Australian Radiation Laboratory
^f International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection; 2009, [162]
^g Limit value is increased to 8T for a controlled environment.
^h BGV_B11: Accident Prevention Regulation Electromagnetic Fields June 2004
ⁱ Limit value for the head and trunk is increased to 4 T with a maximum of duration of 2 h per day in the field of science and research e.g. in the course of a medical treatment
^j Limit value is increased to 10T in the field of science and research e.g. in the course of a medical treatment

• **Static fields: mechanisms for occupational concerns**

As discussed above, in the presence of static magnetic fields, ferromagnetic materials may experience translational forces towards regions of higher magnetic field strength [24]. Ferromagnetic objects may also experience torque tending to align their magnetic moments with the static magnetic field [24]. Moving, electrically conductive objects may experience forces and torque in static magnetic fields due to Lenz's law [24].

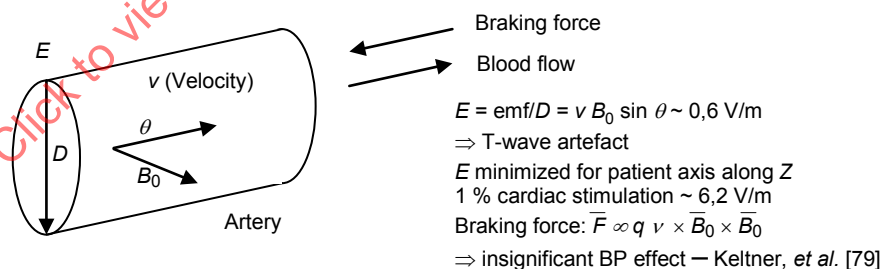
Flow potentials [22] may be induced in conductive fluids (such as blood) moving through static magnetic fields. Flow-induced potentials cause artefacts on electrocardiogram (EKG) recordings [23]. Rapid head motion may induce voltages in the semi-circular canals of the inner ear sufficient to exceed the vertigo perception threshold [24]. Theoretical predictions of flow-induced blood pressure elevation apparently influenced occupational safety standards. However, the magnitude of this effect turns out to be extremely small [79].

Flow potential-induced electric fields may produce elevated T-wave artefacts on electrocardiograms. These electric fields E may be derived from Equation (AA.4) (see Figure AA.1):

$$V = \frac{F D}{q} = v B D \sin(\theta) \quad (\text{AA.4})$$

This electric field is orthogonal to the plane containing the flow velocity vector and the static magnetic field. The highest flow velocity coincides in time with the T-wave on an EKG. For example, assume that the peak blood velocity is 0,6 m/s [40], the flow and static field make an angle of 30° , and the artery diameter = 0,02 m, then the induced voltage is 9 mV for a static magnetic field of 1,5 T. Contrast this result with typical EKG "R" wave amplitudes which are on the order of 10 mV. The resulting "T-swells" disappear with the static magnetic field. T-swells appear to have no biological significance. Whether chronic induction of such voltages is of concern is not certain. However, evidence to date, suggests there are no safety issues up to at least 7 T.

Note that in most high field MR EQUIPMENT, the PATIENTS are aligned parallel to the static magnetic field. Peak blood flow velocities occur in the aorta [80]. Assuming the aorta is nearly aligned with the static magnetic field, then for typical MR EQUIPMENT the induced electric field should be small. Next, consider a worker standing in the gap of a magnet. For this case, θ is approximately equal to 90° , and the induced electric field is larger. Reilly [81] has estimated that an electric field of 6,2 V/m is needed to produce cardiac stimulation in the most sensitive population percentile for gradient ramp times $\gg 3$ ms. For gradient ramp times of 600 μ s (more typical of MR EQUIPMENT), cardiac stimulation in the most sensitive population percentile rises to about 31 V/m. Cardiac stimulation in the most sensitive population percentile requires static magnetic fields to be at least 10 T (ramp times $\gg 3$ ms), but more typically about 52 T (for ramp times of 600 μ s). It would be prudent to conduct experimental cardiac safety studies before building open magnets for MR EQUIPMENT with extremely high fields.



IEC 410/10

Figure AA.1 – Static magnetic fields: flow potentials and retardation

Blood flowing in a static magnetic field generates a flow potential proportional to the velocity, static magnetic field, and the sine of the angle between them. A braking force which opposes blood flow is also created, but its magnitude is physiologically insignificant up to at least 5 T.

The induced electric field will create a flow of charged particles along the electric field. These charged particles moving orthogonally to the magnetic field will experience a force which opposes blood flow [22] (see Figure AA.1). Apparently, this force was thought to be of

concern since it might lead to an increase in blood pressure. However, Keltner, *et al.* [79] showed both theoretically and experimentally that this effect is of no concern.

Conclusions

~~There appears to be little or no evidence of harmful effects from static magnetic field exposures (experimentally up to 7 T in this review). Theoretical concerns start as low as 10 T. A review of the effects of strong static magnetic fields has been published [82]. These and other data led the U.S. Food and Drug Administration to consider static fields below 4 T to be a non-significant risk [74].~~

Up to at least 8 T, no adverse health effects of the static magnetic field have been reported provided no ferromagnetic materials are permitted that could become projectiles. MR scanners of up to 8 T should be safe for both MR WORKERS and PATIENTS.

Concerning 201.7.9.2.101 k) – Occupational exposure to EMF

Limits for the protection of workers for exposure to electromagnetic fields are introduced in the European Directive ~~2004/40/EC~~ 2013/35/EU [130] which was adopted by the Council and the European parliament in ~~April 2004~~ June 2013. ~~Since then, the directive has been amended and the implementation has been delayed (Directive 2008/46/EC of April 23, 2008) at least until 2012.~~ The limits introduced are based on the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) guidelines ~~for workers in general [3].~~ A derogation regarding exposure limits for MR WORKERS is provided in Article 10 of the Directive. Applicable conditions for safe working practices are to be established and include documented working procedures, as well as specific information and training measures for MR WORKERS exposed to electromagnetic fields during MRI-related activities. This standard (IEC 60601-2-33) provides the basis for implementation of safe working practices.

Upper limits for electromagnetic exposure for the MR WORKER are introduced in this standard ~~are in excess of those permitted by the ICNIRP guideline [3] as the result of the following rationale, based on RISK MANAGEMENT specifically applied to the exposure to electromagnetic fields for the MR WORKER.~~

- ~~— The devices are expected to be designed and manufactured in such a way that, when used under the conditions and for the purposes intended, they will not compromise the clinical condition or the safety of PATIENTS, or the safety and health of users or, where applicable, other persons, provided that any RISKS which may be associated with their use constitute acceptable RISKS when weighed against the benefits to the PATIENT and are compatible with a high level of protection of health and safety.~~
- ~~— It is the philosophy of ICNIRP to give exposure limits for the protection of workers in general. ICNIRP does not consider the need to balance associated health risks with social benefit (social and economical considerations are outside of the remit of ICNIRP) and therefore ICNIRP cannot consider the possible relaxation of its guidelines for special categories of workers based on social arguments. Thus, ICNIRP does not acknowledge the specific and unique situation of MR WORKERS and more specifically the RISK/benefit for the PATIENT and balancing this benefit with the RISK for the MR WORKER.~~
- ~~— ICNIRP guidelines for the safe exposure of MR PATIENTS are recently published [132]. Limits are identical to those in IEC 60601-2-33, 2nd edition (2002).~~
- ~~— This RISK MANAGEMENT approach is specifically applied for the exposure to static magnetic fields for the MR WORKER, see the addition to the rationale of 201.7.9.2.101 h)~~
- Exposure to static magnetic fields for the MR WORKER is covered by the rationale of 201.7.9.2.101 h).
- dB/dt values due to motion in the static magnetic stray field should be less than 3 T/s to minimize physiological effects (see 201.12.4.104). Information on the speed of motion related to this dB/dt value can be provided for both translational and rotational movement. The maximum translational movement can be calculated by dividing the SPATIAL FIELD GRADIENT by dB/dt. The maximum rotational movement can be calculated from the static magnetic stray field.

- The limits in the range of a few Hz to about 100 kHz for the MR WORKER are based on thresholds for peripheral nerve and muscle stimulation and cardiac muscle stimulation and are low enough to avoid all such physiological effects. There are no peer-reviewed published reports of gradient-induced magneto-phosphenes.
- Since minimal peripheral nerve stimulation could be accepted for the MR WORKER under some circumstances, it may be required to give extra instructions to the MR WORKER to avoid an exposure to the GRADIENT OUTPUT. A prediction of the expected GRADIENT OUTPUT is displayed (on request) on the CONTROL PANEL and can be used to either avoid exposure by creating sufficient distance from the scanner during scanning or by reducing the value of the GRADIENT OUTPUT. Since the stray field of the gradient coil drops off rapidly outside the coil and by geometrical considerations, exposure of the MR WORKER can be assumed to be most likely at the level of NORMAL OPERATING MODE and peripheral nerve stimulation is not expected for the MR WORKER.

For pregnant MR WORKERS extra precaution is advisable. It is advisable for a pregnant MR WORKER not to stay in the scan room during scanning to avoid unnecessary exposure to gradient and radiofrequency electromagnetic fields and noise levels. Local regulations may apply.

Instructions for use are required to state that the limits for workers may not be applicable when a MR WORKER is pregnant. It may be required that the 'member of the public' limit may be applied to the foetus in some countries.

The RISK MANAGEMENT approach is also applied for the exposure to the GRADIENT OUTPUT EMF generated by MR SYSTEMS when balancing the probability of RISK of ionizing radiation versus MR [133]. The cumulative effect of exposure to ionizing radiation has been studied extensively.

Workers exposed to ionizing radiation with energy $\geq 12,4$ eV (or (2×10^{-18}) J) are regulated by limits recommended by such groups as the National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) and the International Commission on Radiation Protection (ICRP). To illustrate the difference between that type of radiation and the frequency range of the EMF in an MR SYSTEM (1 kHz – 1 GHz), the following: An MR scanner would need a magnetic field strength of $(7,04 \times 10^7)$ T (the resonant frequency for protons would be $(3,0 \times 10^{15})$ Hz) to reach this threshold level (five orders of magnitude above the field strengths of any current scanners). At 4 T the energy in any MR photons (assuming the system is capable of radiating) would be a factor of $(1,8 \times 10^7)$ below the 12,4 eV threshold. In fact, the energy of any 4 T photons would be a factor of $(3,4 \times 10^5)$ below the threshold energy needed to break hydrogen-hydrogen bonding in water (the weakest of all bonds) [135]. So, in MR biological interactions similar to radiation damage by ionizing radiation from single photons are not possible. This reasoning suggests that it can be concluded that cumulative effects on the molecular level from EMF exposure from MR will be absent. To the working group's knowledge, there are no peer reviewed published studies up to the present day that show any of these cumulative effects.

In the United States the annual occupational exposure limit [137] for ionizing radiation (10 CFR 20 subpart C) is 0,05 Sv (5 rem), while the general public may not be exposed to more than 0,001 Sv (0,1 rem). The threshold for observable effects from ionizing radiation is about 0,05 Sv. A PATIENT receiving a head computed tomography (CT) scan is estimated to receive up to 0,03 Sv. The RISK of dying from cancer from an exposure to 0,01 Sv (1 rem) has been estimated at 0,0005. In contrast, there is no known RISK of dying from EMF exposures generated by MR EQUIPMENT provided OPERATORS comply with IEC 60601-2-33 (2002).

In conclusion, RISKS to MR WORKERS exposed to the possible EMF generated by MR SYSTEMS appear to be very low. Workers exposed to ionizing radiation appear to be at higher, but still acceptable RISK levels.

The probability of cardiac stimulation under the 2nd edition of the IEC 60601-2-33 limits is close to zero, as shown in the rationale of subclause 201.12.4.102 (4). Reilly [85] determined

that cardiac fibrillation thresholds follow a lognormal distribution with the threshold for the most sensitive percentile about half the value for the median. In addition, Reilly estimated that for a given animal the median cardiac stimulation threshold is about 40% of the cardiac fibrillation level. Reilly estimated that the rate of change of the magnetic field, $(dB/dt)_{1\% \text{ cardiac}}$, which may stimulate hearts in the most sensitive percentile of the population, is related to the total gradient ramp duration, d , and to a time constant, τ , and may be expressed by the following equation:

$$\left(\frac{dB}{dt} \right)_{1\% \text{ cardiac}} = \frac{60}{1 - \exp\left(-\frac{d}{\tau}\right)}.$$

Reilly used a value of 3 ms for τ . Bourland et al [90] found that thresholds for canine cardiac stimulation when adjusted for the relative ratio between humans and dogs agreed well with Reilly's estimates extrapolated to the cardiac mean. In the IEC rationale it was shown that Reilly's estimates indicate the probability of cardiac excitation at the mean peripheral nerve stimulation limit is on the order of 10^{-9} . Schaefer [136] found similar estimates. So, cardiac stimulation is extremely unlikely at the IEC 60601-2-33, 2nd edition (2002) limits.

- **Peripheral nerve stimulation versus magneto phosphenes for the GRADIENT OUTPUT**

Specifically for the frequency range relevant for the GRADIENT OUTPUT, the 1 kHz to 10 kHz range, the ICNIRP limits are based on extrapolations of the effects related to evoked potentials in the retina, which can result in visual stimulations (visual phosphenes). There is no evidence that such visual stimulation constitutes an adverse effect or leads to any long-term HARM. These effects are observed at somewhat lower frequencies than relevant for MR. Since retinal tissue can be compared with brain tissue (the central nervous system), these effects are used by ICNIRP as a model for effects in the central nervous system and are extrapolated to the somewhat higher frequency range. In addition, these ICNIRP guidelines include a large safety margin and resulted in an exposure limit expressed as 10 mA/m². A recent review of this effect was organized by the NRPB in 2004 and confirmed the 10 mA/m² (including a factor 10 safety margin). At somewhat higher frequencies the electric current densities generated by the GRADIENT OUTPUT in the PATIENT is much higher and is known to generate Peripheral Nerve Stimulation at the frequencies and waveforms relevant for MR. The visual stimulations seem not to be the relevant physiologic effect for the somewhat higher frequencies and specific gradient waveforms applied for MR (and are never reported in relation to the GRADIENT OUTPUT of MR EQUIPMENT). For MR PATIENTS limits are based on Peripheral Nerve Stimulation effects. This observation is confirmed by the ICNIRP in a recent publication [132], specifically addressing exposure limits for MR PATIENTS. The PNS limits have never been reported to result in unsafe situations in medical practice.

For the kHz frequency range, ICNIRP has formulated action values expressed as electric field strength of 610 V/m. This value is much higher than the values for the electric field generated in a human body by the GRADIENT OUTPUT. The exposure limits for the current densities are 10 mA/m² at 1 kHz and 10 A/m² at 1 MHz. Between 100 kHz and 1 MHz a body SAR limit of 0,4 W/kg has to be satisfied. The 610 V/m action value is derived from the electrical LF/RF current, which is driven from the electric field in an almost empty space. Inside the human body the E -field is much lower due to the electrical conductivity $\sigma \approx 1 \text{ S/m}$. Assuming a large capacitor of length L and cross section A with a much thinner slice LB (human body) of a complex dielectric permittivity ε_r ($\varepsilon_r = \varepsilon' + i\varepsilon'' = \varepsilon' + i\sigma/\varepsilon_0\omega$) the overall capacitancy is given by

$$\frac{1}{C} = \frac{L - LB}{\varepsilon_0 A} + \frac{LB}{\varepsilon_r \varepsilon_0 A}$$

Since $|\varepsilon_r| \gg 1$ (for the considered frequency range) and $LB \ll L$ the capacitancy C is not affected by the physical presence of the human body. Hence, the current I through the capacitor is given by

$$I = \frac{\omega \varepsilon_0 A}{L} U'$$

and the current density J is given by

$$J = \omega \varepsilon_0 E$$

(I , J are amplitudes only and U is the potential in Volts and E is the electric field in V/m)

At 1 kHz and $E = 610$ V/m one obtains a current density of $33 \mu\text{A}/\text{m}^2$ and at 1 MHz a current density of $33 \text{ mA}/\text{m}^2$, respectively. These values are much lower than the exposure limits.

Let us consider SAR values. The SAR is given by

$$\text{SAR} = \frac{1}{\sigma \rho} J^2, \text{ where } \rho \text{ is the tissue density.}$$

For $\sigma \approx 1 \text{ S}/\text{m}$ and $\rho = 10^3 \text{ kg}/\text{m}^3$ one obtains a SAR of $10^{-7} \text{ W}/\text{kg}$ at 1 kHz and $0,1 \text{ W}/\text{kg}$ at 1 MHz assuming the exposure limits of $0,01 \text{ mA}/\text{m}^2$ at 1 kHz and $10 \text{ A}/\text{m}^2$ at 1 MHz, respectively.

Concerning 201.7.9.2.101 l) – Auxiliary EQUIPMENT

Care should be taken in the selection of monitoring/sensing devices to ensure that they are specifically intended for use with MR EQUIPMENT (e.g. high resistance ECG leads). Electrically conducting materials, except those which have to make electrical contact with the PATIENT (e.g. ECG electrodes), should be electrically insulated from the PATIENT. All conducting materials should be thermally insulated from the PATIENT. The MANUFACTURER'S instruction for arranging monitoring leads (e.g. to avoid closed loops) and other cables near the PATIENT are required to be followed. The purpose of all these measures is to minimise the likelihood of induced currents because of coupling to the RF transmit coil, with the concomitant RISK of burns to the PATIENT.

Concerning 201.7.9.2.101 s) – Emergency actions in case of a QUENCH

In addition to the information given in item cc) of 201.7.9.2.101 on emergency medical procedures and item f) of 201.7.9.2.101 on liquid and gaseous cryogenics, this item provides information pertinent to emergencies present in the event that magnet helium gas escapes from the magnet into the examination room or other adjacent rooms during a QUENCH. This situation may be present when the venting system of the superconducting magnet fails either in part or fully during a magnet QUENCH. In this case, HAZARDS may be present for the personnel involved. The information provided here will be useful for the RESPONSIBLE ORGANIZATION in establishing an emergency plan adapted to local requirements.

While a QUENCH as such is a rare event, the additional failure of a venting system of the magnet is even more unlikely. Although thousands of MR SYSTEMS are in operation, there have been only a few reports to date regarding accidents or near accidents involving personal injuries in relationship to a QUENCH. Nevertheless, the MANUFACTURERS are required to point out the potential HAZARD of the combined event and to provide information pertinent to this type of emergency. Note that the information covers the highly unlikely, yet possibly serious event of a malfunctioning venting system at the time of a QUENCH of the superconducting magnet.

- **What is a QUENCH?**

During a QUENCH, the magnet loses its super-conductivity. The magnetic field ramps down in a matter of seconds – typically lasting approximately 20 s. The magnet begins to warm up. Liquid helium boils off at a rate of 500 l to 1 500 l within a few minutes and expands quickly. The exact boil-off rate amount depends on the fill level as well as the field strength of the magnet. A 3 T magnet may have a higher boil-off rate than a 1,5 T magnet. One litre of liquid helium translates into approximately 810 l of gaseous helium. During maximum conditions this means approximately 1 000 m³ of gas. A manual QUENCH may be initiated by activating the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT. Another source for QUENCHING is when the helium fill level decreases to a point where the magnet begins to warm up. In rare instances, a spontaneous QUENCH may be observed that cannot be explained by the presence of obvious causes.

Hissing or whistling noises caused by the quickly escaping stream of cold helium gas may accompany a QUENCH. Plumes of white fog sink to the floor mainly from the upper part of the magnet from the vicinity of the QUENCH line due to condensation of both water vapour and air. The stream of helium gas diminishes in a matter of minutes. Air near the non-insulated components of the magnet and the QUENCH line condenses into liquid air and drips to the floor.

- **Risks associated with a failing venting system**

The purpose of the venting system of the superconducting magnet is to securely exhaust gaseous helium to the outside. The main element of this system is a conduit that is designed to transport the escaping helium gas to a safe open area. The possibility of a QUENCH should be taken into careful consideration during the design of both the magnet and the venting system of the superconducting magnet. As a result, a QUENCH should be completely harmless to personnel. Also, neither the magnet nor the MR installation as such should be subject to damage during a QUENCH.

An emergency situation will arise if a QUENCH venting system fails. Helium is lighter than air, and is non-poisonous and non-flammable. However, since it displaces oxygen, the RISK of suffocation exists. Cryogenic helium escaping into the ambient air leads to white clouds caused by condensation. These clouds will adversely affect visibility.

Persons may be rendered unconscious by the lack of oxygen entering their respiratory system. Depending on the helium concentration present in the air, a few breaths may suffice to result in unconsciousness.

In addition, escaping helium is extremely cold, possibly causing hypothermia and frostbite. The latter results in injuries resembling burns (cryogenic burns) after the skin is exposed to normal temperature levels. Skin contact with cold parts or liquid air may also lead to frostbite.

A variety of failures of the venting system of the superconducting magnet are conceivable. For instance, the following may occur.

Small leaks: smaller amounts of helium gas are exhausted to the outside via the heating and air conditioning system and replaced by fresh air. This is not a critical situation as long as the heating and air conditioning system functions as required.

These leakages are the result of constructional errors that need to be corrected.

The venting system of the superconducting magnet fails in part: only part of the helium gas is exhausted to the outside via the integrated venting system. Larger amounts of helium are present in the examination room. The heating and air conditioning system cannot remove the helium due to its volume. Large clouds form, which adversely effects visibility. Additionally, the PRESSURE in the room increases. Depending on the size of the leakage, hazardous conditions may be present for the personnel involved.

Total failure: the venting system of the superconducting magnet fails completely, e.g. through blockage or breaks in the line. The entire amount of gas is exhausted into the examination

room. If the requirements and recommendations previously mentioned are not followed, there is an increased potential for loss of life in the case of a complete cryogen vent failure.

Up to 1 000 m³ of gas are blown into the room, which frequently has a volume of less than 100 m³.

Concerning 201.7.9.2.101 t) – Scanning of PATIENTS with active or passive implants

Reference is given to the ~~ASTM standard F2503-05 [144]~~ IEC 62570:2014, which formulates the definitions of MR safe, MR conditional and MR unsafe devices and describes how these markings are to be interpreted and handled by both the implant MANUFACTURER and the OPERATOR planning to scan a PATIENT with a specific type of implant.

The following is a sample text describing the responsibility for scanning of PATIENTS with MR conditional labelled implants:

“In general, MR examinations are contraindicated for PATIENTS with electronic or electrically conductive implants or metals, especially those containing ferromagnetic material.

However, certain implantable medical devices have been cleared, approved and/or licensed by the competent governmental authorities and/or labelled by the manufacturer as “MR conditional” or “MR safe”. For such devices, the general contraindications as stated above may not be applicable in their entirety.

It is the responsibility of the implant manufacturer to declare an implant as “MR conditional” or “MR safe”, if appropriate, and to define the conditions (constraints) for safe MR scanning. The MR OPERATOR must be aware of any such conditions for MR scanning. It is the obligation of the MR OPERATOR to assure that these conditions are strictly adhered to.

To obtain these specific conditions, the OPERATOR is advised to refer to the labelling of the implant or to contact the implant manufacturer. The MR manufacturer does not assume responsibility for the operation of the MR when scanning PATIENTS with any implantable medical device. Especially the MR manufacturer is not responsible for controlling technical parameters of the MR SYSTEM other than those defined by the NORMAL OPERATING MODE or the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the FPO (if available) and the data provided in the compatibility technical datasheet, such as SPATIAL FIELD GRADIENT.”

Concerning 201.7.9.2.101 u) – Scanning of pregnant PATIENTS

Pregnant women may be compromised in their ability to dissipate heat. In this context, it is worth noting that heat loss from the embryo and foetus across the placental barrier may be less efficient than heat dissipation in other well vascularised tissues. Elevated body temperature is known to be teratogenic to a number of mammalian species including primates, and has been implicated in central nervous system and facial defects in children whose mothers developed prolonged severe hyperthermia (>39 °C), especially during the first trimester of pregnancy [109][110]. In these cases it is desirable to limit rises in body temperature to less than 0,5 °C [106]. Furthermore, a detailed numerical study [141] of SPECIFIC ABSORPTION RATE and temperature increase calculations within pregnant woman models exposed to MAGNETIC RESONANCE imaging showed that in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE foetus temperature exceeds or approaches 38 °C for frequencies, 64 MHz and 128 MHz. Based on the results of this study, local foetus heating should be minimised by using NORMAL OPERATING MODE sequences which minimize the whole body SPECIFIC ABSORPTION RATE in the mother.

Concerning 201.7.9.3.101 b) – Compatibility technical specification sheet

The summary specification sheet is often referred to as the product data sheet. Specific information on this sheet can help the RESPONSIBLE ORGANIZATION to assess the compatibility of peripheral equipment with the specific MR EQUIPMENT. The compatibility of peripheral

equipment relates to both MANUFACTURERS, and only when both MANUFACTURERS issue a compatibility statement does the RESPONSIBLE ORGANIZATION have no further concern. In all other situations the RESPONSIBLE ORGANIZATION is required to ensure that both types of equipment do not disturb the proper functioning of the other.

It is very important to realise that the system configuration of the MR EQUIPMENT can affect the proper operation of peripheral equipment and vice versa. For instance the installation of stronger gradient systems on the MR EQUIPMENT may affect the functionality of peripheral equipment, like a physiological monitoring and sensing device applied near the magnet bore. Therefore in case of an upgrade of the MR EQUIPMENT the RESPONSIBLE ORGANIZATION should inform the MANUFACTURER of the peripheral equipment to assure the safety and performance of the equipment [83].

Concerning 201.7.9.3.101 c) – Safety provisions in the event of a QUENCH

• Examination room configuration

A number of examination room features are suggested in the standard. For the examination room features a clear distinction is made between the helium venting system for the superconducting magnet needed in case of a QUENCH and the PATIENT ventilation system needed for daily air refreshment for the PATIENTS. The examination room features try to maximise the time available to remove a PATIENT from the system in the event of a QUENCH associated with a failing venting system of the superconducting magnet. These features will help increase the time available to remove a PATIENT to an average time of a few minutes. In general the operation of the PATIENT ventilation system should be monitored carefully. Some PATIENT ventilation systems bring fresh conditioned air from the top of the examination room to the PATIENT. In the event of a QUENCH associated with a failing venting system of the superconducting magnet, this is very unfavourable for the PATIENT, and the operation of the PATIENT ventilation system should be stopped, preferably automatically via the detection of the QUENCH by a sensor. Also, an automated warning to the OPERATOR can be considered in all situations. The fitting of an oxygen monitor, wired to audible and visual alarms, in the ceiling of the examination room to give an early warning of the escape of helium gas is recommended. When remodelling of the examination room is performed, the integrity of the RF-shielding has to be tested again.

• Door of the examination room opens inwards – constructional safety measures

The most unfavourable situation for the examination room is when the door of the examination room opens inwards. In this situation, slight overpressure due to helium gas leakage may make opening of the door extremely difficult. Depending on the ventilation system for the room, overpressure may be present for a considerable length of time. Installation of a provision in the examination room to allow air breathing for persons present in the examination room during the QUENCH in this situation may help to increase the time available to allow for pressure equalization in the room.

To address this situation the following alternatives are available:

- The door is reconfigured so that it opens to the outside, and thus into the control room.
- The door is replaced with an RF-sealed sliding door. It should be ensured that the door closes in a way that allows it to move away from the frame in case of overpressure, that is, it facilitates opening the door.
- The fixed observation window is replaced by a window opening into the control room or by an RF-sealed sliding window.
- Panels are installed in the examination room wall, door or ceiling that can be unlocked and opened to the outside in case of emergency or allow for continual pressure equalization to interstitial space. These panels require an RF-sealed installation. After opening the panel, the outlet should measure at least $(60 \times 60) \text{ cm}^2$. When using rectangular panels, the shorter side should measure a minimum of 60 cm in length. Also, easy removal of the panel by a single person has to be ensured. In addition, a minimum distance of 1 meter to

the next wall needs to be observed. The panel should be installed as far as possible toward the top of the room to allow escape of the low-density helium.

- The examination room MANUFACTURER can provide additional RF-sealed room openings (metal grids) that lead directly to the outside. However, these openings are also conduits for acoustic noise generated outside the examination room. Again, these openings should be installed as far as possible toward the top to allow escape of the low-density helium. To maintain unobstructed flow through a pipe, the diameter of a long line has to be appropriate.
- An oxygen detector and alarm can be hardwired to an emergency air extraction system to turn on automatically to maximum air extraction power when in alarm mode due to a too low oxygen level.

For doors moved via auxiliary drives (e.g. electrical or pneumatic), manual operation has to be ensured as well.

If included in the installation, the observation window may be broken although this may be difficult to accomplish. The window usually includes wiring for the RF-shielding that needs to be worked through as well. However, the resulting glass splinters may injure rescue personnel. Depending on the construction and the thickness of the window, the OPERATOR has to provide suitable tools for breaking the window.

• Maintenance

A preventive maintenance program should include the following actions.

Checking the exhaust system and room venting.

The installation of the room venting system and the cryogen venting system for the superconducting magnet has to adhere to the requirements and should be checked by trained personnel. Both systems have to be visually inspected at regular intervals to determine inappropriate changes, in particular:

- design changes inside and outside the shielded examination room;
- inappropriate changes;
- damage to the thermal insulation of the exhaust line;
- damage to the exhaust line;
- obstructed exit, e.g. presence of bird nests (is the protective grid still intact?);
- damage to protective rain covers (these are regularly required for vertically exiting QUENCH lines. Depending on the design, they are also frequently in place for horizontal exits).
- Has the exhaust to the outside been changed after the system was handed over to the customer thus subjecting others to the exhausted gas? This may involve, for example, windows installed at a later date, exits and entrances put in place for heating and air conditioning systems, new buildings or temporarily installed containers and any other foreign debris or construction matter that could negatively influence the performance of the venting system.
- Has the heating and air conditioning system or venting system of the room been changed, e.g. by adding additional venting inlets or outlets in adjacent rooms?
- Were additional MR SYSTEMS installed?
- Is the same QUENCH line used for additional MR SYSTEMS?

Since each system is subject to either changes or remodelling of the building during its operating life, the OPERATOR needs to be thoroughly familiar with the importance of the QUENCH line and the venting system. For this reason, we recommend frequent visual inspections (e.g. with respect to constructional changes in the vicinity of the QUENCH line, severe weather-related changes such as ice, snow or sand). In case of questionable system functionality, the venting system installation contractor should be contacted.

- **Emergency plan**

The following recommendations are designed to help the OPERATOR in establishing an emergency plan that should include the following:

- layout of the MR-suite with respect to windows, escape routes both for personnel or for venting exhaust gas to the outside, emergency manual switches on the PATIENT support for fast PATIENT removal;
- availability of emergency personnel (e.g. ambulance personnel, on-site fire emergency response teams and on and off-site security);
- instructions and information provided to fire departments and police departments (to be provided before an actual emergency as described in the operating manual), including the need for an extra check whether the magnetic field is still present or not;
- rescue exercises performed with the respective personnel;
- operating personnel should be trained in overseeing the evacuation of the MR suite and adjacent rooms;
- Personnel should only return to the MR suite after the situation is back to normal, that is, noises have stopped and vision is no longer obstructed. For safety reasons, all rooms should be thoroughly aired; windows and doors to the outside should be open. Usually the air conditioning system will provide for effective air exchange.

If persons are present in the magnet room, consider the following.

- **Standard scenario:** the QUENCH line works as planned. The PATIENT can be easily removed. Contact with cryogenic parts is prohibited.
- **Small leaks:** these would lead to small clouds of fog that clearly remain above head level and are visibly removed by the heating and air conditioning system. White fog-like clouds may sink to the floor. These clouds consist of cold air and do not lead to oxygen depletion. In this case, overpressure is not present. There is no RISK of suffocation for either PATIENT or personnel. The PATIENT can be removed, either immediately or after a few minutes depending on the PATIENT'S reaction to the situation. Contact with cryogenic parts is prohibited.
- **Partial or complete failure of the QUENCH line:** large fog-like clouds are present that may impair visibility. PRESSURE in the examination room will increase. All persons inside the room or entering to help with rescue are in danger. During a complete failure of the venting system of the superconducting magnet inside the examination room, the examination room would be quickly filled with cryogenic helium gas.

As a rule, rescue personnel should not work alone, but rather in groups of two or more persons.

Usually, the strongest gas flow occurs within the first few minutes and will subsequently subside. However, the course of gas flow is not fully predictable, since at the time of occurrence the type of error in the QUENCH line is generally not fully known.

Prior to opening the door to the examination room, all available doors and windows should be opened to ensure sufficient ventilation. All personnel in the vicinity of the system who are not needed for rescue activities should leave prior to the rescue of the PATIENT in the examination room. When opening the door, possible overpressure in the room should be factored in as follows:

If the door opens outward in the direction of the control room, the door may fly open due to overpressure. The OPERATOR should be aware of this possibility so injuries caused by the unexpected opening of the door can be avoided.

- If the door opens inward in the direction of the examination room, it may be impossible to open it due to the overpressure in the room. In this case, existing windows and emergency flaps should be opened. The overpressure may lead to windows or flaps swinging unexpectedly. If there are no emergency openings, the observation window may be

smashed. However, the resulting glass splinters may injure rescue personnel. Depending on the construction and the thickness of the window, the RESPONSIBLE ORGANIZATION has to provide suitable tools for breaking the window.

After opening the door to the examination room, the helium gas may escape to adjacent rooms, endangering the safety of the rescue personnel. It is possible to check the oxygen levels in the air with an oxygen monitor. A gas mask does not protect against oxygen displacement by the helium gas. An air tank is necessary in order to remain in a facility subject to escaping helium. In addition to the RISK of suffocation there is also the additional RISK of hypothermia or frostbite.

Since the helium gas warms up quickly and spreads downward from the ceiling, a rescue worker standing upright is exposed to greater danger than a PATIENT lying on the PATIENT SUPPORT. There may be more air nearer to the floor. A rescue worker may gain time by going down on hands and knees to take breaths of air.

After the PATIENT has been removed from the examination room, no personnel should be present in the vicinity of the MR SYSTEM until the QUENCH has been stopped and ventilation has been ensured.

After a QUENCH, the service procedure as described in the ACCOMPANYING DOCUMENTS has to be performed. The maintenance personnel should be informed immediately to put the MR SYSTEM back into operation.

Concerning 201.8.7.3 – Allowable values

Application of leakage current test requirements from the general standard are to be clarified for surface coils. The allowable values for the leakage current as formulated in subclause 8.7.3 e) of the general standard cannot be measured for all situations. On the MR EQUIPMENT, PATIENT limits for leakage current and PATIENT auxiliary currents under NORMAL and SINGLE FAULT CONDITIONS do not apply for frequencies above 1 MHz. Regardless the waveform and frequency, the HAZARDS related to leakage currents are controlled via the requirements formulated for the local SAR as formulated in subclause 201.12.4.103.2 of this standard.

Concerning 201.9.6.2.1 – Audible acoustic energy

The high rates of change of current passing through the gradient coils in a static magnetic field produce vibrations in the audible frequency range. These are often manifested as loud "knocking" sounds.

Sudden hearing loss can be caused by short very loud noises, such as these knocks, in which the relevant safety parameter is the peak sound pressure level, measured in dB relative to 20 µPa.

The limit on peak sound pressure level of 140 dB has been taken from current internationally accepted values. It is difficult to predict under what circumstances the MR EQUIPMENT will produce the worst case situation with respect to acoustic noise production. It may very well happen that due to the frequency response characteristics of the MR EQUIPMENT the worst case acoustic noise situation is found for a clinical protocol (which by coincidence stimulates the MR EQUIPMENT at a mechanical resonance frequency and consequently produces more acoustic noise).

See also rationale 201.7.9.2.101 d).

Concerning 201.12.4 – Protection against hazardous output

The time varying (gradient) field, radio frequency field and static magnetic field generated by MR EQUIPMENT may influence physiological functions to an extent that safety measures

are required. The recommendations given are based on current scientific knowledge and technical understanding. Existing guidelines have been considered in establishing these recommendations. When new evidence becomes available revisions may be necessary.

Diagnostic MR EXAMINATIONS usually can be completed within about one hour. Therefore considerations are concerned with effects of exposure of PATIENTS for periods of about one hour with emphasis on immediate (acute) adverse reactions.

Concerning 201.12.4.102 – Protection against excessive low frequency field variations produced by the gradient system

(1) Overview

Time-varying magnetic fields induce an electric field E in accord with Faraday's law. The switching of gradient coils in the MR EQUIPMENT presents a time-varying magnetic field (dB/dt or $\dot{B}$), so that the body of the PATIENT is exposed to the induced electric field. This field can affect excitable tissue with thresholds that are frequency dependent. At frequencies above 10 kHz, higher fields are required for an effect [84]. The electric field in turn induces an electric current and this will cause heating according to Ohm's law. In practice, heating effects by GRADIENT OUTPUT are not of concern.

In the simple case of a uniform time-varying magnetic field and a cylindrical body of uniform conductivity with its axis parallel to the magnetic field B , the electric field E is directed along circular paths perpendicular to B . Therefore its magnitude is proportional to the radius of its path. As a consequence, the levels of concern depend on the size of the gradient system and the extent of the conducting medium. Tissue stimulation occurs more easily when the time varying gradient field is generated in large gradient systems.

(2) Safety concerns

The primary concern with respect to GRADIENT OUTPUT is cardiac fibrillation and stimulation of peripheral nerves. Cardiac fibrillation is the most serious event because it is an immediately life-threatening condition. Stimulation of nerves is of concern because strong stimuli may be experienced as intolerably painful. These phenomena of concern occur at supra-threshold levels of cardiac stimulation (CS) and peripheral nerve stimulation (PNS).

A secondary concern is heating of the PATIENT. Although heating by the induced electric currents presently is low, it is additive to that caused by the RF exposure in the MR EQUIPMENT and the concern relates to the combined effect of the two heating sources.

(3) Excitation models

The theoretical spatial extended non-linear node (SENN) nerve model of Reilly [85] predicts that threshold conditions for nerve stimulation can be well described by the local electrical field strength E at the end point of the nerve, parallel to its direction and by the duration of the stimulus t_s . At long stimulus duration, the threshold field asymptotically reaches its lowest level $E_{\min}$ and at short stimulus duration, the threshold is proportional to the product of $E_{\min}$ and $1/t_s$.

Reilly suggested that the threshold function of t_s can be approximated by an exponential form as

$$E_{TH} = E_{\min} / (1 - \exp(-t_s/t_c)) \quad (\text{AA.5})$$

From the model, the minimum value in humans of the threshold $E_{\min}$ for cardiac stimulation and PNS for monopolar rectangular electrical stimuli is estimated to be 6,2 V/m. The experimental values for the time constant t_c range between about 0,12 ms and 0,8 ms for

PNS. For cardiac stimulation this range is 1 ms to 8 ms, and Reilly suggests 3 ms as a representative value.

An alternative to the exponential relation of Equation (AA.5) has been proposed that allows a more accurate description of experimental data [86][87]. This alternative function shows the threshold to have a hyperbolic dependence on stimulus duration, as:

$$E_{TH} = \text{rheobase} (1 + \text{chronaxie} / t_s) \quad (\text{AA.6})$$

In this equation rheobase is the low frequency limit of the threshold stimulus and chronaxie is the characteristic reaction time of the nerves under consideration. As in Equation (AA.5), t_s is the duration of the stimulus. The equation holds for unipolar rectangular stimuli. As discussed below, recent experiments establish that PNS by gradient fields is accurately characterized by Equation (AA.6) using a chronaxie of 360 μs [89][90][91].

Schaefer [88] pointed out that in comparison to the exponential relation of Equation (AA.5), the hyperbolic expression of Equation (AA.6) is also better suited for a fit to the theoretical values of the threshold from Reilly's SENN model. Thus, Equation (AA.6) is used here to describe limits for peripheral nerve stimulation.

(4) Physiologic limits for cardiac and peripheral nerve stimulation and heating

Reilly [85] compared a variety of studies of electrical stimulation in animals. He observed that the cardiac fibrillation thresholds are log-normally distributed with the most sensitive percentile about factor two lower than the median. Moreover, he estimates that in a given animal the stimulation threshold (onset of ectopic beats) will be 40 % of the cardiac fibrillation level. By extrapolation to humans, he assumes the human stimulation threshold from his SENN model is 20 % of the human mean fibrillation level. Reilly estimated that a dB/dt of (71,3; 72,1; 50,8) T/s for switching of the (x, y, z) gradients is needed to achieve an electric field in the heart of 6,2 V/m, his estimate for the rheobase field for stimulation for the most sensitive 1-percentile.

Bourland *et al.* [90] reported a median cardiac stimulation threshold in the dog for switching of the HF gradient in excess of 2 700 T/s at a ramp duration of 530 μs . With a cardiac nerve time constant of 3 ms this corresponds to an asymptotic value of the stimulation level of 440 T/s. From calculations considering dog and human physiology, a unit of dB/dt along the length of the subject induces an electric field in the human heart 2,81 times greater than in the dog heart so that for humans an asymptotic stimulus level of 156 T/s is inferred and the 1-percentile level expected at 78 T/s, in reasonable agreement with Reilly's estimate.

The limit used in this standard to avoid cardiac stimulation incorporates a safety factor 3 below the 1-percentile threshold. It is based on the SENN model and the experimentally determined cardiac excitation threshold level. With the assumptions given, this limit would correspond to a likelihood for cardiac stimulation that is less than 2×10^{-9} . In addition, it turns out that the peripheral nerve stimulation limit given in this standard is below the cardiac stimulation limit for all stimulus durations of practical interest.

In the Purdue study of Bourland *et al.* [90] on 84 subjects the dB/dt needed for lowest percentile of uncomfortable stimulation is approximately equal to the median threshold for PNS for switching of the gradient in both the anterior-posterior (AP) and head-foot (HF) gradient directions. The lowest percentile for intolerable stimulation occurred at dB/dt about 20 % above the median PNS threshold. Painful stimulation is not only a source of serious discomfort; it is also associated with involuntary muscle contraction, so that cooperation of the PATIENT and efficacy of the examination is seriously compromised at this level. Intolerable stimulation clearly is the endpoint in that respect. In addition the reaction of the PATIENT in such a situation constitutes a further safety RISK. So, in this standard, the mean stimulation level is chosen as the limit for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE and 80 % of this is selected as the limit for the NORMAL OPERATING MODE.

The allowed exposure level for MR WORKERS for the GRADIENT OUTPUT is set at a PATIENT level such that the occurrence of intolerable PNS is minimized. It is difficult to relate this level to the mean threshold level for PNS for the PATIENTS because the MR WORKER may occupy positions in the scanner, which cannot or will not be reached by the PATIENT.

Caution should be exercised prior to any interventional MR to avoid unexpected PNS of the MR WORKER during his duties that can compromise the safety of the PATIENT.

(5) The relation between E -field and dB/dt in the MR EQUIPMENT

The translation of E field limits into dB/dt limits requires knowledge of the relation between these parameters in the typical geometry of the PATIENT and gradient system.

The electric field E induced by the gradient system in the body is related to the spatial distribution of dB/dt and to the body geometry. For any closed trajectory I that circumscribes a surface S , the basic physics equation is

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = - \int \frac{d\vec{B}}{dt} \times d\vec{S} \quad (\text{AA.7})$$

It can be solved when the boundary conditions are specified. As an illustrative simplification, the PATIENT may be represented by a homogeneously conducting prolate rotational ellipsoid with semi-major axial length a and semi-minor axial length b and the space outside the PATIENT by an insulating medium. When a spatially homogeneous time varying magnetic field is applied perpendicular to the major axis of this ellipsoid, the maximum value of E occurs in the mid-plane of the ellipsoid, along its perimeter. It follows that this perimeter is the locus at which PNS is expected to occur first. Reilly [85] points out that at that position

$$|E| = \frac{a^2 b}{(a^2 + b^2)} dB/dt \quad (\text{AA.8})$$

When the ellipsoid has semi-axial lengths $a = 0,4$ m and $b = 0,2$ m, representing the cross-section of the PATIENT with a field in the AP direction, the resulting relation is

$$|E| = 0,16 \text{ dB/dt} \quad (\text{AA.9})$$

where

E is in V/m, and

dB/dt is in T/s.

When the time varying magnetic field is parallel to the major axis of the ellipsoid, a case that represents a field in the HF direction, the induced electric field is parallel to its circular cross-section with radius $b = 0,2$ m, in which case

$$|E| = 0,10 \text{ dB/dt} \quad (\text{AA.10})$$

where

E is in V/m, and

dB/dt is in T/s.

In reality, the field from the gradient system in the MR EQUIPMENT is inhomogeneous. Within the gradient system, the spatial maximum value of dB/dt at the periphery of the PATIENT is higher than the average of dB/dt over his body. Recent calculations with a morphologically

realistic human model report that the factors in Equations (AA.9) and (AA.10) are 0,11 and 0,08, respectively, for dB/dt taken as the maximum value at a radius of 0,2 m. Similar values were reported by Botwell and Bowley [92]. They calculated the currents induced in a conducting cylinder of radius 0,195 m within an imager. From results presented in their paper, values of $E/(dB/dt)$ (dB/dt being the maximal value at $r = 0,195$ m) can be determined. For switching of the transverse gradient, the ratio is 0,121 and the ratio is 0,087 for switching of the longitudinal gradient. Note that the local maximal electric field will be perhaps greater by a factor of 2 if the model considers non-homogeneous conductivity, such as would arise from inclusion of bone.

The translation of Equation (AA.6) into an expression for the threshold value of dB/dt is possible when its value is related to a specific representative location. A characteristic feature of the gradient waveform in an MR EQUIPMENT is its repetitive bipolar shape. For a trapezoid gradient waveform (see Figure 201.101 in subclause 201.3 of the standard), the induced E field will be a series of rectangular stimuli with alternating sign. The stimulus duration t_s of a bipolar ramp in a trapezoid gradient waveform with maximum amplitude $G_{\max}$ follows from

$$t_s = \frac{2G_{\max}}{G} \quad (\text{AA.11})$$

(6) Instrumentally defined limits for CS

In this standard, Equation (AA.6) is used to convert the physiological limit for cardiac stimulation as discussed in item (4). The cardiac time constant t_c is assumed to be 3 ms. Reilly's value of the one percentile threshold electric field is used as the cardiac stimulation electric field rheobase rbc . Equation (AA.10) is used to convert from electric field rheobase to dB/dt rheobase. The safety factor 3 introduced in item (4) is used. The limit protecting against cardiac fibrillation becomes:

$$L = \frac{rbc}{3} \frac{1}{1 - \exp(-t_s/t_c)} \quad (\text{AA.12})$$

where $rbc = 6,2$ V/m or 62 T/s

(7) Direct demonstration of GRADIENT OUTPUT limits for PNS in whole body MR EQUIPMENT

This standard describes a number of approaches to obtain MR EQUIPMENT specific values of threshold PNS. These are discussed in this and in the next items. In establishing limits for PNS, this standard allows experimental assessment of thresholds as a basis for determination of limits (direct determination). The direct determination requires experimental work with volunteers in a representative model of the GRADIENT UNIT. Based on the assumed validity of a hyperbolic relation between threshold and ramp time, a possible approach for the direct demonstration is to establish a rheobase and a chronaxie based on the test for a limited number of ramp times and generate recursion relations for each ramp time used. Further modelling may be used to limit the number of waveforms actually tested. One example of such modelling is given in item (16).

Limits derived from the experimental work with volunteers should obey the physiological requirements as listed in item (4). The workload from such a direct demonstration may be excessive, and for some important waveforms, the standard provides numerical limits as an alternative, discussed in items (8) to (14).

Gradient induced electric fields in homogeneous spheres depend on dB/dt , total gradient ramp time, and the radius of the sphere. Electric field stimulation thresholds are similar for both adults and children, though thresholds may be higher in children [160]. Therefore stimulation thresholds established for adults should be conservative for children and children can be excluded from the volunteer study.

(8) Numerically defined default limits for PNS

Direct demonstration of PNS limits is not always feasible. To offer an alternative in such cases, this standard provides numerically defined default limits for dB/dt and for E . These limits are based on three volunteer studies in which the MR EQUIPMENT was used to obtain PNS. The results of these studies are published by Ham *et al.* [89], Bourland *et al.* [90], and Hebrank *et al.* [91]. In each of these publications, threshold PNS was observed as a function of dB/dt and pulse duration in volunteers exposed to switching of the gradients in a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM in cylindrical WHOLE BODY MAGNETS. Although the dB/dt values used in these publications to express threshold PNS were not directly comparable and details of the gradient waveforms differed, comparison of the results of these authors could be obtained. The comparison makes use of some unpublished details collected for the purpose of establishing a basis for the PNS limits used in this standard. The comparison basis is summarized in item (9). GRADIENT OUTPUT limits for whole body MR EQUIPMENT on this basis are derived in item (10).

(9) Comparison basis for GRADIENT OUTPUT

The basis used to compare the experimental work [89][90][91] is the following: All dB/dt values were recalculated to dB/dt , the spatio-temporal maximum of the modulus value of dB/dt , occurring on the wall of a cylinder of 0,2 m, coaxial to the magnet. This volume was chosen to represent the volume normally accessible to the PATIENT. All gradient waveforms used were EPI waveforms with trapezoid shape. The direction of the switched gradient was anterior posterior (AP) in two of the three publications, and the result of all GRADIENT UNITS driven simultaneously in the third [89]. In this publication the thresholds for an AP direction of the switched gradient could be obtained by regression. The flat tops of the waveforms were 0,3 ms in Bourland [90], 0,4 ms in Ham [89] and 0,5 ms in Hebrank [91]. These differences in flat top duration were assumed to be of second order influence and were neglected. The width of the distributions of individual thresholds could be evaluated for two of the three studies [90][91], because in these studies a large number of volunteers participated. The observed standard deviations expressed as a fraction of the mean were found to be of similar size in both studies and a value of 0,24 was adopted to define the confidence regions of the mean thresholds.

When for a ramp time the threshold could not be reached for all subjects, because of technical limits of the gradient system, the trimmed mean was used as an estimator for the mean. In a case where c highest thresholds from N volunteers could not be observed, this statistic is defined as the average over the central fraction $N - 2c$ of the ordered thresholds.

(10) Experimental data on PNS threshold of human volunteers in whole body MR EQUIPMENT

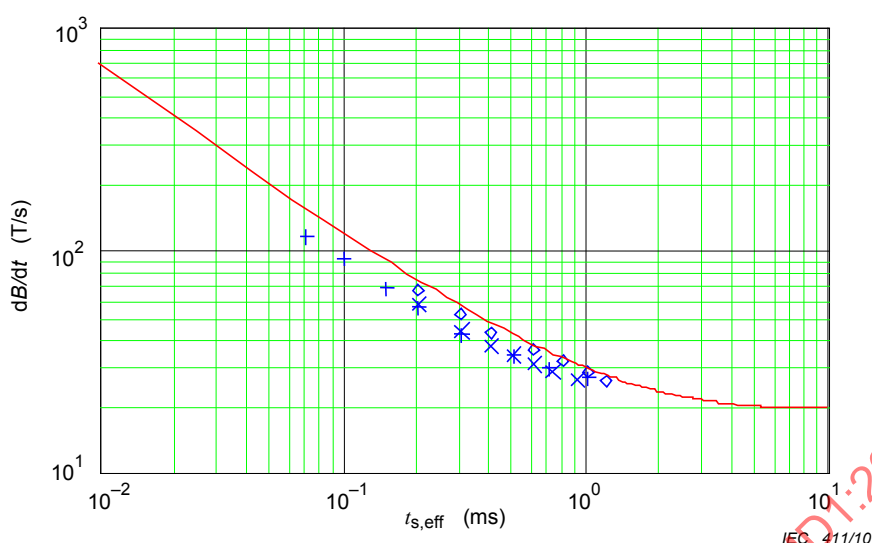
The results of the experimental values converted on the comparison basis as described in item (9) are given in Figure AA.2. The data are shown to be consistent, although the MR EQUIPMENT used were of different MANUFACTURERS so that differences in design of the gradient hardware were present. A single hyperbolic threshold stimulation function according to the following equation:

$$dB/dt = 1,0 \text{ rb} (1 + 0,36 / t_{s,\text{eff}})$$

is obtained by fitting to all data points, with statistical weight to each data point that takes into account the number of volunteers examined in each of the quoted reports. The obtained value of rheobase is

$$rb = 19,7 \pm 1 \text{ T/s},$$

which is in this standard rounded to 20 T/s. The chronaxie is $t_c = 0,36 \text{ ms}$.



Double logarithmic plot of experimental threshold values for peripheral nerve stimulation with trapezoid EPI waveforms, versus ramp time t_s ($\diamond$ Ham [89], $+$ Bourland [90], $\times$ Hebrank [91]). In all experiments the data hold for the AP orientation of the direction of the switched gradient. The threshold values are expressed as dB/dt , the spatio-temporal maximum of the modulus of dB/dt on a cylindrical surface coaxial to the magnet, with a radius of 0,2 m. The solid line is the hyperbola fitted to all data points, with a statistical weight per point that reflects the number of volunteers tested in each of the quoted reports. The characteristic parameters of the hyperbola are the rheobase $rb = 19,7$ T/s and the chronaxie $t_c = 0,36$ ms (see equation above: $dB/dt = 1,0 \text{ } rb (1 + 0,36/ t_{s,eff})$).

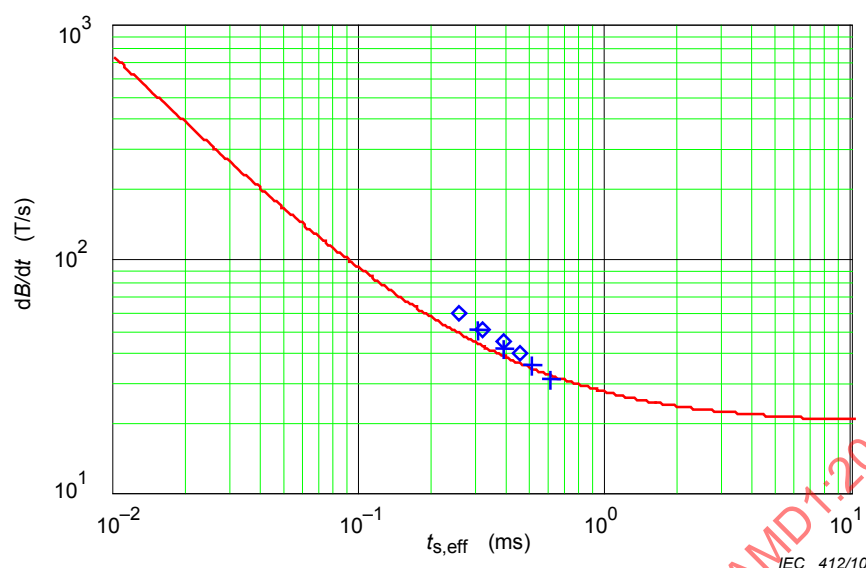
**Figure AA.2 – Experimental data on PNS threshold of human volunteers
in WHOLE BODY MR EQUIPMENT**

(11) Experimental data on PNS threshold other than trapezoid waveforms

The threshold of dB/dt is seen to depend on the stimulus duration t_s . For gradient waveforms that are not trapezoidal, the stimulus duration has no unique definition. Harvey *et al.* [93] and Mansfield [94] showed that the thresholds for sinusoid waveforms become very nearly equal to those for trapezoids when in a sinusoid waveform $B(t) = B_{\max} \sin(2\pi t/T)$ the EFFECTIVE STIMULUS DURATION is defined as the ratio of amplitude and maximum rate of change:

$$t_{s,eff} = 2B_{\max} / \dot{B}(0) = T / \pi \quad (\text{AA.13})$$

Frese *et al.* [95] compared AP directed trapezoid and sinusoid waveforms in the same MR EQUIPMENT. Figure AA.3 illustrates the fit obtained when plotted as function of $t_{s,eff}$. The example demonstrates the validity of its use. In this standard, $t_{s,eff}$ will be used to describe EFFECTIVE STIMULUS DURATION.



The waveforms are trapezoid EPI (+) and sinusoid EPI waveforms (◇). They are displayed versus the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$, data from Frese [95]. The data hold for the AP orientation of the switched gradient. The threshold values are expressed as the spatial maximum of the modulus of dB/dt on a cylindrical surface coaxial to the magnet, with a radius of 0,2 m. The solid line is the hyperbola fitted to all data points, identical to the one shown in Figure AA.2.

Figure AA.3 – Double logarithmic plot of experimental threshold values for peripheral nerve stimulation

(12) Experimental data on PNS threshold values depending on the orientation of the body of the PATIENT with respect to the direction of the switched gradient

The value of rheobase as a function of the direction of the switched gradient was obtained experimentally in WHOLE BODY MR EQUIPMENT. For the HF-gradient coil, the Purdue study on 84 volunteers reports a rheobase of 29,5 T/s and chronaxie of 0,36 ms. Note that in those experiments, a single winding, which reproduces a magnetic field pattern at each end of an actual HF-gradient coil, was used to simulate the stimulating effects of switching the HF-gradient. The subject was longitudinally positioned for lowest PNS threshold. This experiment shows that the PNS threshold for Head-Feet (HF) gradient directions in such MR EQUIPMENT is higher than for the AP direction, with a ratio for AP and HF gradient directions of 0,66. Between LR and AP gradients a similar difference in threshold exists. The data on 10 volunteers of Budinger [96], who inspected these thresholds by rotating the gradient coil with respect to the volunteers, show a ratio between the thresholds of AP and LR gradients of 0,8. In view of these results, this standard allows weight factors for calculation of the GRADIENT OUTPUT of HF and LR gradient that equal $w_{HF} = 0,7$ and $w_{LR} = 0,8$.

(13) Nerve stimulation in case of the combination of waveforms from more than one GRADIENT UNIT

The MR imaging sequence always contains a combination of gradient waveforms from all three GRADIENT UNITS.

The strongest stimulation will occur when all coils are driven simultaneously with identical waveforms at maximum GRADIENT OUTPUT. At each moment in the space around the magnetic isocentre the value of total rate of change $(dB/dt)_{total}$ will be the vector sum of the contributions $(dB/dt)_i$ from each GRADIENT UNIT i . Note that the induced electric field, which is believed to be the mechanism for stimulation, will similarly be due to the vector addition of the electric fields E_i arising from each switching gradient. The value of $(dB/dt)_{total}$ will be a function of space in a way that depends strongly on the octant as defined by the gradient co-ordinate system. The largest values will occur in the octants in which the direction of $(dB/dt)_{total}$ and that of each $(dB/dt)_i$ are at angles smaller than 90° . This condition will always

exist in two of the octants, and during a combination of complex waveforms in which the gradients change sign, this worst case condition will switch to other octants. Within a worst case octant, the spatial maximum value of $(dB/dt)_{\text{total}}$ is smaller than the sum of the spatial maxima of $(dB/dt)_i$, because these latter maxima do not occur at the same point. Moreover, even in such an octant the vector directions of $(dB/dt)_i$ at the position of maximum $(dB/dt)_{\text{total}}$ are not completely parallel.

Therefore, in the case considered, (all coils driven simultaneously with identical waveforms at maximum dB/dt) the joint effect on stimulation is less than the linear sum of the effects of the individual coils.

This standard assumes that the effect of simultaneous switched gradients can be represented by a weighted quadratic summation of the $(dB/dt)_i$ of the individual GRADIENT UNITS. Weighting factors are as given in item (12).

When the stimulus duration t_s of the three gradients at maximum drive are not the same, quadratic addition can still be meaningful, but the common limit has to be replaced by the individual limits for each stimulus duration t_s .

In MR EXAMINATION sequences with simultaneous waveforms at maximum amplitude of each gradient is a rare event, so the assumption of its occurrence is a conservative one. More realistic estimates of the threshold for partially simultaneous waveforms from different coils can be obtained by more exacting models that take into account the shape of each waveform. An example of such a model is described in item (16).

(14) Limits for PNS for WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS

As stated in item (4), the limit of the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is that GRADIENT OUTPUT that gives threshold PNS. This physiological definition can be restated quantitatively: for WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS this limit is based on the threshold values found for switching of AP gradients in item (10).

It is a limit that holds for the maximum GRADIENT OUTPUT of a gradient system with a given waveform.

- The maximum GRADIENT OUTPUT of the MR EQUIPMENT is assumed to be caused by the simultaneous output of all GRADIENT UNITS, each at its maximum slew rate and at maximum gradient amplitude. It is measured as the spatial maximum modulus value of GRADIENT OUTPUT occurring in a COMPLIANCE VOLUME.
- The COMPLIANCE VOLUME is defined in the standard. Its dimensions are assumed to exclude the region where the large diameter body parts of the PATIENT are not normally present, and it may be smaller than the actual space accessible to the PATIENT.
- The dependence includes the stimulus duration correction for thresholds between sinusoids and trapezoids from item (11).

The simultaneous output is derived from inspection of the GRADIENT OUTPUT of individual GRADIENT UNITS, using the orientation dependant threshold ratios w_i from item (12) and the quadratic summation rule of item (13).

This results in

$$\sqrt{\sum (w_i dB/dt_i)^2} < 20 \times (1 + 0,36/t_s) \quad (\text{AA.14})$$

dB/dt values can be obtained by calculation or by testing. Calculation is possible from the coil geometry and current distribution by use of Biot-Savart's law:

$$\dot{\vec{B}}(r) = \int \frac{\mu \dot{I}(\vec{r}') d\vec{l}' \times (\vec{r} - \vec{r}')}{4\pi |\vec{r} - \vec{r}'|^3} \quad (\text{AA.15})$$

where $d\vec{l}'$ is an element of the coil windings at position r' .

(15) Limits for PNS based on E field calculation

For gradient systems that differ in size from WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS, the information from the experimental work relating GRADIENT OUTPUT to threshold PNS in WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS is not directly applicable. This is because this relation depends on the geometry of coil and PATIENT. If for instance a gradient system only exposed heads with a radius of 0,1 m, then the GRADIENT OUTPUT limits from item (8) may be too restrictive by a factor of about 2. For the wide variety of gradient systems in special purpose MR EQUIPMENT (e.g. special MR EQUIPMENT for breasts, extremities or head, or special gradient system designs for use in WHOLE BODY MR EQUIPMENT (such as gradient systems for microscopy, heart and head), this standard allows the use of limits for the electric field E induced by switching of the gradients. The rationale is that E is the quantity that directly relates to the physiological model described in item (3).

Although the value of E in a given coil and PATIENT geometry cannot easily be measured, its calculation is possible from the coil geometry and current distribution when the effects of currents induced in the PATIENT are neglected. The electric field in the PATIENT due to the switched gradients can then be expressed as

$$E = -\partial A / \partial t - \nabla \Phi \quad (\text{AA.16})$$

where A is the magnetic vector potential due to currents in gradient coils. The time derivative $\partial A / \partial t$ is calculated from

$$\vec{E}(r) = \dot{\vec{A}}(r) = \int \frac{\mu \cdot \dot{I}(\vec{r}') d\vec{l}'}{4\pi |\vec{r} - \vec{r}'|} \quad (\text{AA.17})$$

where

$\dot{I}$ is the rate of change of the coil current and

$d\vec{l}'$ is an element of the coil windings at position r' .

The electrostatic potential Φ is due to electric charge at the interfaces between discontinuities in electrical conductivity (such as the air-PATIENT interface) and is a consequence of conservation of electric charge.

The electrostatic potential in general needs to be calculated with a computer technique. A noteworthy special case in which Φ is zero is for a cylindrically symmetric z-gradient applied along the axis of a conducting cylinder. In this case, $E = -\partial A / \partial t$. Equation (AA.17) is valid for a complex PATIENT model. A useful simplification is to approximate the body section of interest as a cylinder or spheroid of uniform conductivity.

In this standard the threshold for E is assumed to have the hyperbolic shape of the threshold function of Equation (AA.6), with chronaxie of 0,36 ms as discussed in item (10) and with a rheobase that is based on the orientation related values for dB/dt and the Purdue computational results for the ratio between E and dB/dt (see item (4)). It is emphasized that the electric field is calculated assuming a uniform conductivity throughout the PATIENT. The so obtained rheobase electric field is 2,16 V/m for switching of the AP gradient and 2,4 V/m for that of the HF gradient. The difference in these two values is not regarded to be significant and thus 2,2 V/m is felt to be a good estimate for the electric field rheobase for PNS by a trapezoidal pulse train for all gradient orientations. Parallel to the argument for limits of dB/dt ,

the limit of E in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is equal to the threshold value of E . For the NORMAL OPERATING MODE the limit is reduced by the factor 0,8. The limit for E is valid for all types of MR EQUIPMENT. The value of E is the maximum occurring in a COMPLIANCE VOLUME for a given GRADIENT OUTPUT. The statements parallels that of item (14), but the simultaneous output of the GRADIENT UNITS may be derived by the quadratic summation rule of item (13), but orientation dependent weighting factors are not allowed. For instance, for EPI waveforms with a stimulus duration $t_{s,eff}$, this results in

$$\sqrt{\sum (E_t)^2} < 2,2 \times (1 + 0,36 / t_{s,eff}) \quad (AA.18)$$

(16) A model for threshold values of PNS for complex waveforms

A hyperbolic threshold function similar to Equation (AA.6) and with rheobase and chronaxie defined in item (10) is valid for repeated bipolar rectangular stimuli (and for sinusoids, with use of the EFFECTIVE STIMULUS DURATION defined in Equation (AA.14)). In order to deal with the complex gradient waveforms, such as often used in MR imaging, an extension may be desired, because for such a waveforms the threshold may be higher. A more general threshold function can be found by regarding stimulus $\dot{B}(t)$ which belongs to this waveform as a series of Dirac functions that cause the nerve response to build up so that it eventually reaches threshold [97]. From Equation (AA.6) one can express R_{rect} , the sub-threshold response for a single rectangular stimulus with duration t_s as

$$R_{rect} = \frac{\dot{B}}{\dot{B}_{TH}} = \frac{\dot{B} t_s}{rb (t_c + t_s)} \quad (AA.19)$$

R_{rect} can be considered as a function of t_s . Its derivative with respect to t_s is

$$\frac{dR_{rect}(t_s)}{d(t_s)} = \frac{\dot{B}}{rb} \cdot \frac{t_c}{(t_c + t_s)^2} \quad (AA.20)$$

Equation (AA.20) describes a contribution to the response value at $t = t_s$ of a Dirac-shaped addition to the stimulus at $t = 0$ with value $\dot{B}$. For the more general case, the increase in the response value $\Delta R(t)$ at time t from a Dirac shaped stimulus at time θ with strength $\dot{B}(\theta)$ is

$$dR(t) = \frac{\dot{B}(\theta)d\theta}{rb} \frac{t_c}{(t_c + t - \theta)^2} \quad (AA.21)$$

The total value of the nerve response $R(t)$ at any time for any stimulus $\dot{B}(\theta)$ for $0 < \theta < T$ is obtained by convolution:

$$R(t) = \frac{1}{rb} \int_0^t \frac{\dot{B}(\theta) t_c}{(t_c + t - \theta)^2} d\theta \quad (AA.22)$$

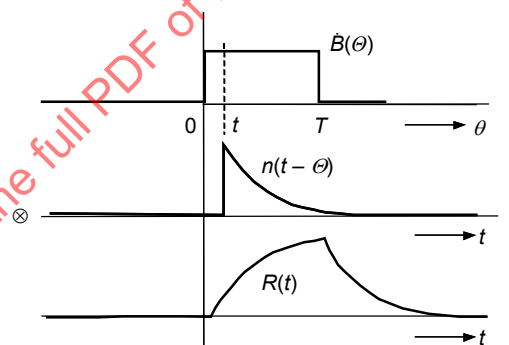
Figure AA.4 shows $R(t)$ for a simple rectangular stimulus. Excitation will occur when the amplitude $d\dot{B}/dt_{max}$ of the stimulus causes the maximum temporal value of $R(t)$ to be larger than 1.

As an example, for an Echo Planar Imaging (EPI) waveform the complex stimulus is a series of rectangular stimuli with alternating sign in which the first stimulus in the series has half the duration of the other ones. Flat tops of the gradient waveform correspond to time intervals between the stimuli. The result of integration of Equation (AA.21) for this case is shown

graphically for PNS in Figure AA.5. The maximum value of $R(t)$ is reached at the end of the first full duration stimulus. The figures suggest that the model can be used to derive threshold conditions for any waveform, given the threshold for a simple waveform.

Predictions of the model are compared to the experiment in Figures AA.6 and AA.7. Figure AA.6 shows thresholds for trapezoid waveforms of the Purdue study (for details see item (10). Equation (AA.22) was used to find the threshold function by plugging in the experimental trapezoid waveform into $\dot{B}(\theta)$. Rheobase rb and chronaxie t_c (Equation (AA.22)) were adjusted for best fit. One can see that the obtained values are not equal to rheobase and chronaxie found for the same dataset in item (10). This is caused by the difference in their definition: in Equation (AA.22), rb and t_c are defined for monopolar rectangular stimuli. In addition, Figure AA.6 shows the threshold function that would be obtained from Equation (AA.22) for the same rheobase and chronaxie, but for a sinusoid waveform, plotted against the EFFECTIVE STIMULUS DURATION as defined in Equation (AA.14). The model is shown to support the use of this definition reasonably well. The model predicts that for both waveforms the thresholds will be equal within 10 % over a large range of EFFECTIVE STIMULUS DURATION. Although the model predicts the strong drop in the experimental threshold between a single half period and a continuous sinusoid experiment, the more subtle changes found experimentally for sinusoids with a duration between 1 and 10 periods are not predicted. More extensive models are needed [91]. Their SAFE (stimulation approximation by filtering and evaluation) model applies three temporal filters to the gradient waveform and sums the output. The filters model the generation of action potentials within nerve cells and spread of the signal via synapses. While the model does not claim to describe the physiological behaviour, it does predict all dependencies of the stimulation threshold on stimulus duration, sinusoidal versus trapezoidal and number of gradient cycles.

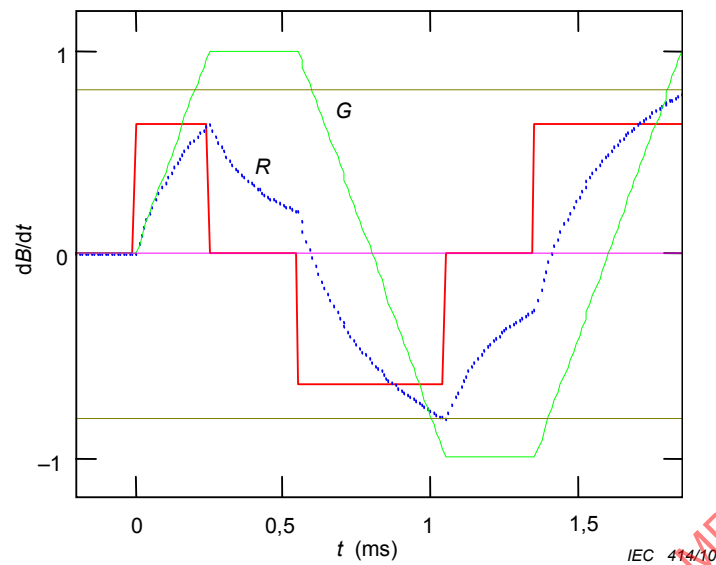
Figure AA.7 shows the threshold as a function of the number of half periods of a sinusoid stimulus. The threshold was scaled to fit experimental data from Budinger [96].



IEC 413/10

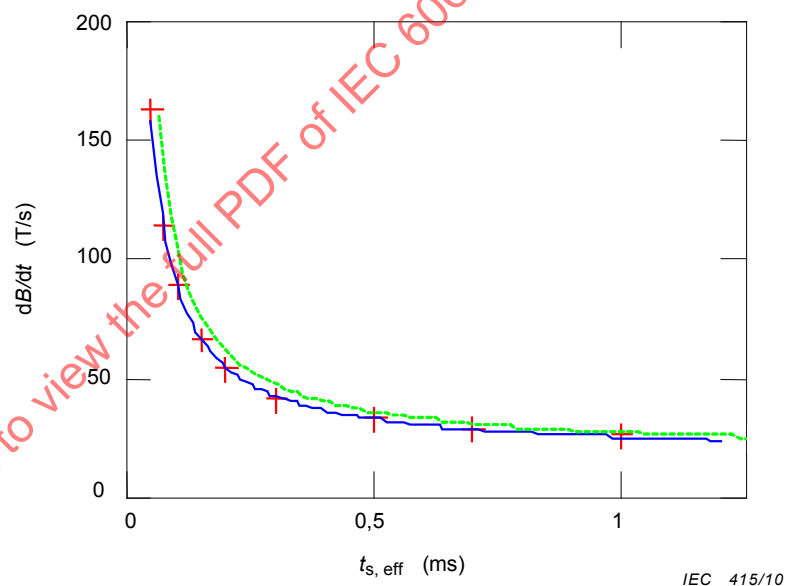
⊗ symbolizes convolution. $n(t) = t_c / rb (t_c + t)^2$

Figure AA.4 – Response value $R(t)$ generated by convolution of a rectangular stimulus dB/dt and a nerve impulse response function $n(t-\theta)$



Vertical axes have relative units. R is calculated from Equation (AA.19) with $t_c = 0,36$ ms. The hatched lines, at equal ordinate values, illustrate that the maximum nerve response is reached after the first negative ramp.

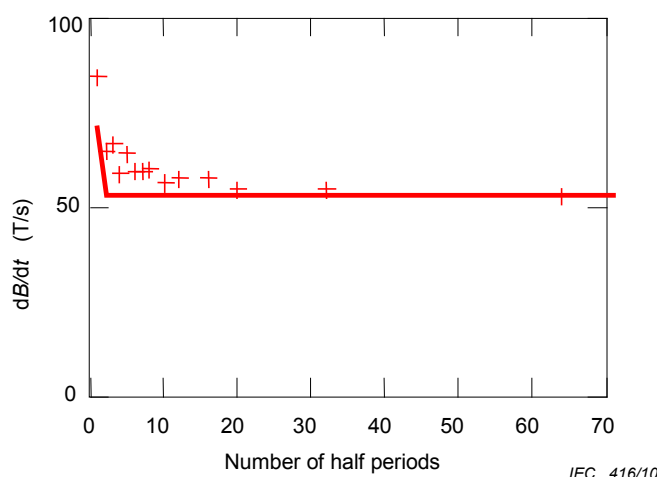
Figure AA.5 – Gradient waveform G , stimulus waveform dB/dt and response value R , for a trapezoid EPI waveform starting at $t = 0$



The lower curve is for trapezoid waveforms; it is obtained by fitting the experimental data (+) of Bourland [90] to Equation (AA.19). The obtained values of rheobase and chronaxie are 17,3 T/s and 0,3 ms.

The upper curve is for a sinusoid waveform, using the same values of rheobase and chronaxie.

Figure AA.6 – Threshold values dB/dt for two gradient waveforms, plotted against EFFECTIVE STIMULUS DURATION



NOTE Experimental data of Budinger [96] included; solid line: from Equation (AA.22), matched at $N = 64$.

Figure AA.7 – Threshold value of dB/dt for a sinusoid gradient waveform, as function of the number of half periods in the waveform

Concerning 201.12.4.103 – Protection against excessive radio frequency energy

Heating is a major consequence of exposure to the radio frequency frequencies used in MAGNETIC RESONANCE (usually greater than 1 MHz). Many of the biological effects of acute exposure to radio frequency are consistent with responses to induced heating resulting from rises in tissue or body temperature of about 1 °C or more, or with responses for minimising the total heat load [98].

The radio frequency induced heat load can be directly related to the SAR. Other important factors which influence PATIENT response to a given heat load include the air temperature, relative humidity, air flow rate and the degree of PATIENT insulation. While local and WHOLE-BODY SAR limits are sometimes useful for determining the level of concern, temperature rise is the primary criterion. For this reason the temperature rise criterion is included in this standard.

Localised regions of heating or "hot spots" may cause local temperature rises. It is important to screen PATIENTS for contra-indicated implants, tattoos, etc. which could result in increased localized heating [2]. Power absorption increases in proportion to the square of the radial distance from the centre of the body [99] and the electrical inhomogeneity of the body alters current flow and local energy absorption. Studies using spherical models predict that worst case "hot spots" would be produced by a sphere of low conductivity (bone or fat) located on the outer edge of a large conductive sphere (e.g. muscle); a "hot spot" can occur with an SAR of up to 2,5 times the local average value [100]. Calculations based on a heterogeneous mathematical model of the human body [101][102] suggest that localised tissue SAR within the body could be up to 5 or even 8 times greater over small volumes compared to the whole body average value [103]. However, these relative increases are reduced to a factor of about 2 to 4 when averaged over complete individual body organs [103][104]. The probability of high localised tissue SAR is reduced by quadrature excitation, and its effects are moderated by thermal diffusion and blood flow.

Thermal effects arise because of the temperature sensitivity of most biological processes. The primary concerns regarding radio frequency exposure are to avoid excessive physiological responses to a marked rise in body temperature and to avoid raising tissue temperature to a level which might incur some degree of HARM [1].

The most sensitive responses of humans to acute whole-body heating by radio frequency are probably those concerned with thermo-regulation and include increased cardiac output and skin blood flow coupled with a slight drop in arterial blood pressure [105]. These responses become maximal, even in subjects lying passively in ENVIRONMENTAL TEMPERATURES, as body temperatures rise by more than about 2 °C. Adverse health effects are not expected in people with unimpaired thermo-regulatory and cardiovascular functions if the increase in body temperature does not exceed 1 °C [106]; some specific exceptions are given below.

The health of some PATIENTS might be compromised under these conditions. Physiological and physical correlates which are associated with a decreased ability to adapt to an increased heat load include old age, obesity and hypertension [107]. Various drugs such as diuretics, tranquillisers and sedatives, vasodilators and some other drugs decrease heat tolerance [108]. In addition, the thermo-regulatory ability of infants is not well developed, and pregnant women may also be compromised in their ability to dissipate heat. In this context, it is worth noting that heat loss from the embryo and foetus across the placental barrier may be less efficient than heat dissipation in other well vascularised tissues. Raised body temperature is known to be teratogenic to a number of mammalian species including primates, and has been implicated in central nervous system and facial defects in children whose mothers developed prolonged severe hyperthermia (>39 °C), especially during the first trimester of pregnancy [109, 110]. In these cases it is desirable to limit rises in body temperature to less than 0,5 °C [106].

The whole-body thermo-regulatory response of humans exposed to MR EXAMINATION has been mathematically modelled. Adair and Berglund [111] calculated that the body temperature of a lightly clothed PATIENT whose thermo-regulatory ability was unimpaired would rise by up to 0,6 °C, depending on environmental conditions, during exposure at WHOLE-BODY SAR's of up to 4 W/kg. The results of these calculations are in reasonable agreement with studies of volunteers exposed to up to 4 W/kg for 20 min to 30 min [112][113][114][115]. In addition, there have been no reports of adverse health effects from excessive local or systematic heating in PATIENTS exposed at WHOLE-BODY SAR's of up to about 1,5 W/kg [116].

Limits on WHOLE BODY SAR are presented in 201.12.4.103. A limit of 2,0 W/kg for the NORMAL OPERATING MODE is recommended as the highest WHOLE BODY SAR which all persons, regardless of health status, should be able to tolerate. People with unimpaired thermo-regulatory and cardiovascular systems should tolerate higher WHOLE BODY SAR's; an upper limit of 4 W/kg for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is recommended. Individual tolerance to raised body temperature is highly variable, however; even in healthy people, therefore, MEDICAL SUPERVISION is required [117].

The limits above were developed assuming temperatures in the MR EXAMINATION room of less than 25 °C and minimal air flow; in addition, the PATIENT is assumed to be lightly clothed. Calculations by Adair and Berglund [118][119] can be used to derive correction factors for environments which restrict heat loss. It can be estimated that for each °C of ENVIRONMENTAL TEMPERATURE above 24 °C, restrictions on WHOLE BODY SAR should be lowered by 0,25 W/kg. Similarly, for each 10 % of relative humidity in excess of 60 %, the limits might be lowered by 0,1 W/kg. The temperature sensitivity is taken into account in this standard by a requirement for reducing the SAR limits at high temperature. Since the sensitivity for the humidity is relatively small and difficult to maintain, the sensitivity dependence for the SAR as function of the humidity is no longer included in the 3rd edition of this standard. Individual responses will, however, be variable; increased attention at the appropriate level of supervision should be observed when using these correction factors.

Some regions of the body, such as the head, may be particularly vulnerable to raised temperature. The developing embryo or foetus should be regarded as particularly sensitive to raised temperatures [147]; however, tissues in the trunk and limbs are considered less sensitive. It has been suggested by Czerski and Athey [120] that localised temperatures of about 38 °C in the head, 39 °C in the trunk and 40 °C in the extremities are unlikely to produce adverse effects. Simple calculation [121] relating localised heating in the eye to SAR in the head suggests that exposure resulting in 3 W/kg to the head is unlikely to raise the temperature of the eye by more than 1,6 °C; brain temperatures are unlikely to rise by more

than 1 °C under these conditions. In experimental measurements on un-shorn sheep, [122], several animals were subjected to a 4 W/kg head scan for 60 min to 90 min while peripheral and deep tissue temperatures including cornea, vitreous humour, skin of head, tongue, jugular vein, and rectum were measured. In another experiment, similar temperatures were measured in six animals that were subjected to WHOLE BODY SAR's of 1,5, 2, or 4 W/kg. In the head scan experiments, skin and eye increased in temperature by approximately 1,5 °C. The temperature of the jugular vein (brain temperature) rose $0,46\text{ °C} \pm 0,05\text{ °C}$ following 60 min to 90 min of scanning. In the whole body scans, rectal and jugular vein temperatures rose approximately 1°C above the pre-exposure value while skin temperature of the abdomen rose as much as 7 °C. Based on models and animal data, HEAD SAR levels (averaged over the head) up to 3,2 W/kg are considered below the level of concern. The 3,2 W/kg HEAD SAR limit, which is the value necessary to limit the temperature rise in the eye to 1 °C, has been used in the United States for over a decade without adverse reports. In addition, other LOCAL SAR limits have been made consistent with ICNIRP.

The rise in temperature in any object that occurs in response to the intermittent absorption of radio frequency energy from, e.g. a pulsed radio frequency source, can be equated with the SAR value averaged over the 50 % thermal equilibrium time, the time taken for the temperature increase at the centre of a heated region to rise by 50 % of the maximum value after the application of a heat source. The thermal equilibrium time for the body is not known accurately, but can be estimated as around 15 min to 30 min, whereas smaller masses of tissues, such as the eye, have a thermal equilibrium time of about 5 min [123]. This standard conservatively uses 6 min as the averaging period for determining SAR for all tissues and for the body.

The RF transmit coils can be separated into two classes: the VOLUME RF TRANSMIT COILS, and the LOCAL RF TRANSMIT COILS. Popular members of the class of VOLUME RF TRANSMIT COILS are the body resonator and the head coil. LOCAL RF TRANSMIT COILS are commonly used with respect to the spectroscopic application.

The separation into the two classes is introduced in order to enable simple, but – in view of safety – still sufficient rules with respect to the control of SAR.

With respect to the VOLUME RF TRANSMIT COILS it is sufficient to control the whole body and the PARTIAL BODY SAR (including the HEAD SAR) aspects alone, while for the LOCAL RF TRANSMIT COILS the control of the whole body and the LOCAL SAR aspect is adequate.

The simultaneous control of the WHOLE BODY SAR together with the PARTIAL BODY SAR, or with the LOCAL SAR is necessary, in order to meet the large variation of exposure situations as given by the variability of the coil-, and PATIENT dimensions and their relative positions. This requirement automatically adjusts the SAR supervision to the most critical SAR aspect. This is demonstrated in the following four examples:

Example 1: The examination of an adult with a HEAD RF TRANSMIT COIL clearly means a partial body exposure (the head in general). In this case the HEAD SAR will limit the amount of RF power transmission. However, the examination of an infant with the same HEAD RF TRANSMIT COIL, should be judged as a whole body exposure (if the infant fits completely inside the mentioned coil). In this case the WHOLE BODY SAR will be the limiting factor.

Example 2: The examination of the head of a child within a relative large sized body resonator may cause a more critical WHOLE BODY SAR value than the HEAD SAR value.

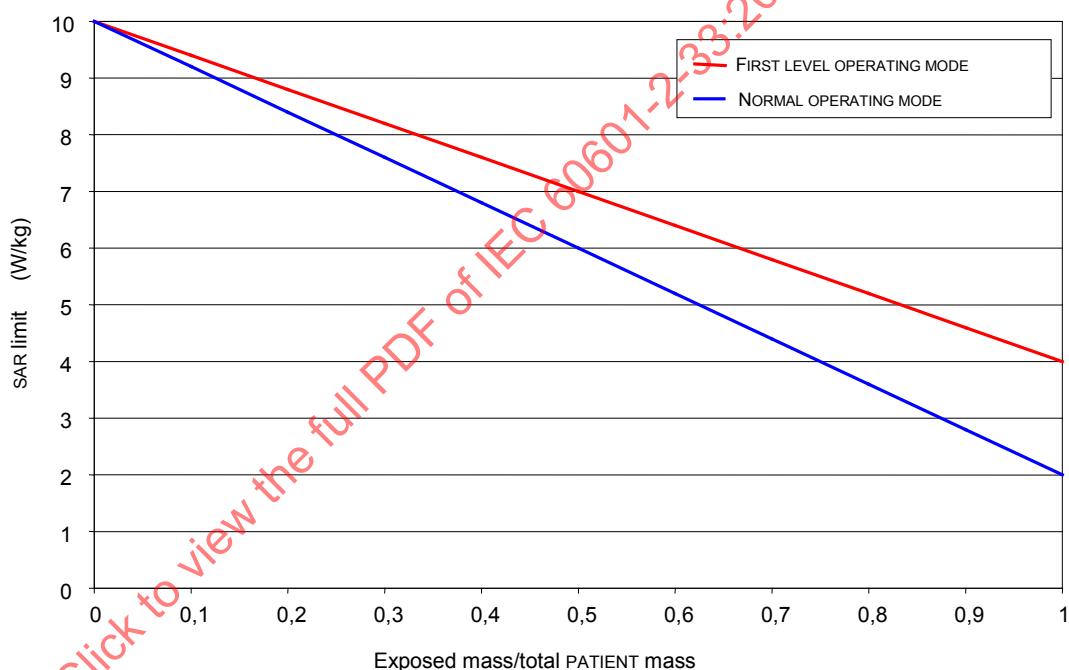
Example 3: The examination of a large-sized adult with a relative short body resonator means a partial body exposure more than a whole body exposure. In this case the SAR of the exposed partial body needs to be limited to a safe level.

Example 4: The examination of an adult with a LOCAL RF TRANSMIT COIL obviously requires the control of the LOCAL SAR. However, in case of an infant and a relatively large LOCAL RF TRANSMIT COIL the WHOLE BODY SAR might become the most critical figure.

The HEAD SAR, the WHOLE BODY SAR and the LOCAL SAR limits have been justified by several sources of experimental data and theoretical modelling in the past. However the desired simplification of the SAR control with respect to the volume type of RF transmit coils makes it necessary to introduce a PARTIAL BODY SAR limit with respect to the exposed part of the body (see e.g. example 3). This limit has been chosen to vary with the ratio:

$$(\text{Mass of the exposed part of the body}) / (\text{total PATIENT mass})$$

The following consideration leads to this prescription. If the PATIENT completely fits inside the RF TRANSMIT COIL, the exposed mass equals the total PATIENT mass, and hence the limit with respect to the partial body exposure should be identical to the WHOLE BODY SAR limit. On the other side, however, the limit may increase with decreasing coil length. For very short RF TRANSMIT COILS the PARTIAL BODY SAR limit equals the LOCAL SAR limit. A linear dependency on the above mentioned mass ratio seems to be justified to be applied for ratios above 0,3. For lower ratios theoretically a more than linear increase of the SAR limit could be justified in view of the fact, that the LOCAL SAR is averaged over any 10 g of tissue. For this reason the LOCAL SAR limits as specified in Table 201.106 for local transmit coils are not applied for the PARTIAL BODY SAR, since it relates to larger masses. In Table 201.105 the 10 W/kg is therefore still kept as an upper limit for the PARTIAL BODY SAR. Figure AA.8 shows a graphical illustration of this.



IEC 417/10

NOTE To determine the distribution of the absorbed RF power and to determine the mass of the exposed part of the body the PATIENT shape has to be modelled based on the PATIENT registration data (e.g., by simple cylinders simulating head, torso and extremities). For this statistical data of normal measurements during growth anthropometric data sources might be applied, for example those published by the US National Centre for Health Statistics (NCHS).

Figure AA.8 – SAR limits for the exposed mass of a PATIENT

Concerning 201.12.4.103.1 – Limits for temperature

There have been several studies of thermoregulatory responses of volunteers exposed to RF in MR EQUIPMENT [119, 161]. In general, these have demonstrated that exposure for up to 30 min, under conditions in which the whole body SAR was less than 4 W/kg, caused an increase in the body core temperature of less than 1 °C. A maximum temperature rise of 1 °C is well accepted for PATIENTS. Following the ICNIRP guidelines [131], there is a safety factor of 10 between PATIENTS and occupational workers, which provides adequate protection for

occupational RF exposure. The resulting 0,4 W/kg is estimated to result in a temperature rise of 0,1 °C. The natural daily variation of the body temperature exceeds 0,1 °C by an order of magnitude, even more during strenuous exercise. Therefore, the ICNIRP occupational exposure limit seems to be overly conservative. In practice, MR WORKERS are expected to work in positions at which their head and arms are closer to the isocentre than other parts of their body. Therefore the WHOLE BODY SAR of the MR WORKER can be assumed to be much lower than that of the PATIENT.

It can be estimated that when the system is operating in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE in respect of the PATIENT positioned in the volume transmit RF coil, the WHOLE BODY SAR of an MR WORKER is most likely to be in a range defined by the NORMAL OPERATING MODE: The RF field B_1 at NORMAL OPERATING MODE is about 70 % of the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. It can be assumed with sufficient accuracy that the B_1 field of an RF transmit coil has dropped already to less than 70 % when moving from the coil centre to the physical end of the coil. Therefore the WHOLE BODY SAR of an MR WORKER is always in a range defined by the NORMAL OPERATING MODE when the MR WORKER is not intersecting the effective volume of the RF transmit coil (alternative “the volume encompassed by the RF coil”) even if the system is operating in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Assuming the operating mode for the MR WORKERS is always equal to the operating mode for the PATIENT is clearly a conservative assumption.

IEC 60601-1, 3rd edition sets a surface temperature limit ($T_{\text{limit}} = 43 \text{ °C}$) for objects which may come into contact with the human body. This limit is also made dependent of the time of contact and material applied, allowing even higher surface temperature limits for shorter times and materials other than metals and liquids.

The 2nd edition of this standard introduced spatially localized temperature limits, which were different for the head, torso and extremities, whereby no different temperatures were allowed for the NORMAL OPERATING MODE and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Only for the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE higher (not limited) temperatures were allowed. This 3rd edition of the standard has modified the allowed temperature limits in an attempt to make these temperature limits more in line with the current practice and overall allowed body temperatures. As a result the maximum allowed temperature body CORE TEMPERATURE is raised in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE to 40 °C and maximum local tissue temperatures are introduced. It is however realized that for the local tissue temperatures no concrete methodology and uncertainty budget is added to demonstrate compliance with the temperature limits. Compliance to the limits to temperature and temperature rise is reached by limiting the SAR.

However, it would be useful to identify limits for surface heating of electronic circuitry (e.g. a RF receive coil). Skin temperature under normal (non-scanning) conditions is about 33 °C, but during MR EXAMINATIONS with high WHOLE BODY SAR, skin blood vessels dilate and skin temperature approaches core (about 37 °C).

Assuming the following values for the parameters :

- the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE T_a is 21 °C (294 K);
- the skin temperature T_s is $T_a + \Delta T$;
- let SAR be the whole-body SPECIFIC ABSORPTION RATE;
- let MET be the basal metabolic (= 1,2 W/kg),
- let m be PATIENT mass (= 75 kg), and
- let σ be the Stefan - Boltzmann constant ($5,67 \times 10^{-8} \text{ W/(m}^2 \text{ K}^4)$), and
- area A the PATIENT surface area (= 1,9 m²).

The electronic circuitry under test is placed on an appropriate (thermally insulated) phantom and a 20 min scan protocol is used at the highest clinical WHOLE-BODY SAR for the MR EQUIPMENT.

Then, the heating of the electronic circuitry surface temperature rise might be limited to:

$$12,9\text{ }^{\circ}\text{C} - 6,9 \frac{^{\circ}\text{C}}{\text{W/kg}} \text{SAR} \quad \text{or} \quad 4\text{ }^{\circ}\text{C} \quad (\text{whichever is more}).$$

Concerning 201.12.4.103.2 – Limits for SAR

In the 2nd edition of this standard all SAR limits were given in one table. In the text of the clause on control of SAR, it was explained that for VOLUME RF TRANSMIT COILS only the whole body SAR, the partial body SAR or the head SAR are to be controlled, whereas the local SAR is to be controlled for LOCAL RF TRANSMIT COILS. In the 3rd edition of the standard the table is split into Tables 201.105 and 201.106 for clarity. The control conditions are not changed.

In addition for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for the local SAR values a higher value is introduced in the 3rd edition as compared to the 2nd edition of the standard. The justification for this higher value is found in literature whereby via simulations the local SAR value, related to scanning with a VOLUME RF TRANSMIT BODY COIL, is calculated. Numerous publications, see [157, 158, 159, 163, 164], have indicated that the local SAR values can actually be about a factor of 10 to 15 higher than the whole body SAR. Already at 1,5 T, whole-body electromagnetic field (EM) simulations indicate significant B_1 field non-uniformity and local SAR hotspots that can exceed the published guidelines even while the whole body SAR is within limits. In view of these publications, but still taking a conservative approach, because clearly more research is needed, the max value for the local SAR is doubled in Table 201.106.

Concerning 201.12.4.104 – Protection against exposure to static magnetic fields

The rationales for the choice of 3 T as the limit for the NORMAL OPERATING MODE and 4,8 T as the limit for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE are described in the paragraphs concerning 201.7.9.2.101 h) of this annex.

Concerning 201.12.4.105.3.3 – Determination of the B_1 stray field as required for reporting in 201.7.9.3.101 b).

The SAR for a PATIENT located in the RF transmit coil is controlled by the system. Both, the SAR of the PATIENT and the corresponding RF magnetic field B_1 in the centre of the RF transmit coil are known. The SAR expected for MR WORKERS at other places than the centre of the RF transmit coil is assessed as ratio of B_1^2 at the position of interest (i.e. $B_1^2(z)$) and the B_1^2 at the coil centre (i.e. $B_1^2(0)$).

The ratio defines a worst case estimate for the SAR of a MR WORKER at the position of interest.

$$\text{SAR}_{\text{worker}} \leq \text{SAR}_{\text{patient}} * (B_1^2(z) / B_1^2(0))$$

The RF power is reduced to 50 %, when $B_1(z)$ has dropped by 3 dB (i.e. appr. 70 %). For a bird cage coil typically this is close to the physical end of the coil.

Since the MR WORKERS are expected to work in positions at which their head and arms are closer to the ISOCENTRE than other parts of their body, the SAR in arms and especially in the head will be more important than their WHOLE BODY SAR. The WHOLE BODY SAR of the MR WORKER can be assumed to be much lower than that of the PATIENT

Concerning 201.12.4.106.4 - Implementation and demonstrating compliance for B_{1+} PEAK

This rationale describes an example method of how to determine B_{1+} PEAK and B_{1+} RMS:

In general B_1 and B_{1+} show a spatial variation inside the subject. In this context, B_{1+} are determined as spatially averaged values.

The B_{1+} value is determined by an MR measurement which measures the tilt angle Θ of the magnetization. For a rectangular pulse with the duration τ , the following relation holds between B_{1+} and tilt angle Θ :

$$B_{1+} = \frac{\Theta}{\gamma \cdot \tau} \quad \text{with } \gamma \text{ denoting the nuclear gyro magnetic constant.}$$

B_{1+} is proportional to the RF transmitter voltage applied to the transmit coil. Let $B_{1+\text{Ref}}$ be the B_{1+} field to which the MR SYSTEM adjusts the RF transmitter voltage (U_{Ref}) with respect to the individual load of the Tx coil caused by the subject.

Here the reference voltage U_{Ref} is defined as the voltage required to generate a specified reference amplitude $B_{1+\text{ref}}$ of 11,74 μT . This specific $B_{1+\text{ref}}$, when applied as rectangular pulse of 1 ms duration, produces a flip angle of 180°.

Since B_{1+} scales linearly with the transmitter voltage, the actual amplitude of B_{1+} – given at the time t – calculates accordingly:

$$B_{1+}(t) = B_{1+\text{Ref}} \cdot \frac{U(t)}{U_{\text{Ref}}}$$

Thus the peak amplitude of B_{1+} ($B_{1+\text{PEAK}}$) is given by

$$B_{1+\text{PEAK}} = B_{1+\text{Ref}} \cdot \frac{U_{\text{Peak}}}{U_{\text{Ref}}}$$

Applying the definition of $B_{1+\text{RMS}}$,

$$B_{1+\text{RMS}} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}}$$

the value of $B_{1+\text{RMS}}$ can be determined by evaluating the time course of the transmitter voltage:

$$B_{1+\text{RMS}} = \frac{B_{1+\text{Ref}}}{U_{\text{Ref}}} \cdot \sqrt{\frac{1}{t_x} \cdot \int_0^{t_x} (U(t))^2 dt}$$

B_{1+} control is normally implemented by the control of $U(t)$ and U_{PEAK} .

For the risk assessment of implants, the knowledge of the local value of the total B_1 vector is of major interest. However, in daily clinical practice, the B_{1+} field inside the body of the subject can only be determined by an MR experiment as for example described above. Since only the B_{1+} component of the total B_1 vector is of interest for the MR imaging purpose, the vast majority of the MR scanners in the field are designed to determine only the B_{1+} component of the B_1 vector. Moreover, for general image quality reasons, the B_{1+} is averaged over a larger adjustment volume, which is in general represented by the axial central slab wherein MR signal is generated. Note that the calibrated B_{1+} may not exactly match the target B_{1+} .

This raises the question of how much the local value of the total B_1 vector can differ from the mentioned average B_{1+} value. Especially the entire body of the subject that is exposed must be considered.

Recent simulations have been applied on realistic anatomic voxel models placed at various positions inside of typical whole body resonators, as they are used in the clinical MR scanners. It has been demonstrated that the local value of total B_1 vector can exceed the average value up to an order of magnitude (valid for 1,5 T systems and with CIRCULARLY POLARIZED RF). The same factor is valid with respect to the rms value of the local B_1 vector.

In the presence of an implant inside the body, this local B_1 enhancement might be even higher. It is the responsibility of the implant manufacturer to account for appropriate conversion between B_{1+} and B_1 .

Concerning 201.17 – Electromagnetic compatibility of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS and concerning 202 – Electromagnetic compatibility – Requirements and tests

Within the CONTROLLED ACCESS AREA the MR SYSTEM will generally not comply with the current requirements for radio frequency emission. These requirements are primarily intended to protect radio communication and are laid down in International Standards such as CISPR 11. Permissible limits for radio frequency emission are in the range of 30 dB μ V/m to 50 dB μ V/m. It is proposed that in coming standard emission levels for MR EQUIPMENT, COMPUTED TOMOGRAPHY equipment and complex X-RAY EQUIPMENT be measured at the boundaries of the room or of the building.

IEC standards on EMC are in preparation, which deal with the immunity for radio frequency fields of medical equipment. It is expected that immunity will be required for the general case of fields up to 1 V/m or 3 V/m and for special cases, such as life sustaining and some PATIENT monitoring equipment, at fields up to 10 V/m or 100 V/m.

Actually, within the CONTROLLED ACCESS AREA around the MR EQUIPMENT, radio frequency field strengths may easily exceed these limits and can have values in excess of 100 V/m. It is clear that peripheral equipment used in the CONTROLLED ACCESS AREA might be disturbed by this field.

Bibliography

- [1] SHELLOCK, FG. and KANAL, E. *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety, and Patient Management*. New York: Lippincott Raven Press, 1996.
- [2] SHELLOCK, FG. *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2000*. New York: Lippincott, Williams and Wilkins, 2000.
- [3] Occupational Health and Safety Administration, USA. *Occupational noise exposure. Occupational health and safety standards*, 1970, Part 1910.95, 29 CFR, Ch XVII.
- [4] European Community. Council directive 2003/10/EC on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (noise)
- [5] KRYTER, KD. Interruption in days or years of exposure. In *The effects of noise on man*. 2nd edition. Acad. Press, 1985, p.274-275, ISBN 0-12-427460-9.
- [6] MC JURY, M. and SHELLOCK, FG. Auditory noise associated with MRI procedures: a review. *J Mag Res Im*, 2000, 12:37-45.
- [7] COUNTER, S. A., OLOFSSON, A., GRAHN, H., BORG, E. MRI acoustic noise: sound pressure and frequency analysis. *J Mag Res Im*, 1997, 7:606-611.
- [8] FOSTER, JR., HALL, DA., SUMMERFIELD, AQ., BOWTELI, R. W. Sound level measurements and calculation of safe noise dosage at 3 T. *J Mag Res Im*, 2000, 12:157-164.
- [9] BRUMMET, RE., TALBOTT, JM., CHARUHAS, P. Potential hearing loss resulting from MR imaging. *Radiology*, 1988, 169:539-540.
- [10] MANGHAM, CA. The effect of drugs and systemic disease on the acoustic reflex. In SILMAN, S., ed. *The acoustic reflex, basic principles and clinical applications*. Acad. Press 1984, p.441-464, ISBN 0-12-64350-6.
- [11] BARBARO, V, BARTOLINI, P., TARRICONE, L.. Evaluation of static magnetic field levels interfering with pacemakers. *Physica Medica*, VII, 1991, p.73-76.
- [12] EN 45502-2-1:2003, *Safety of Implantable Cardiac Pacemakers*
- [13] ATHEY, TW. Current FDA guidance for MR patient exposure and considerations for the Future. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.242-257.
- [14] FDA, 1988, (August 2), *Guidance for content and review of a magnetic resonance diagnostic device 510(k) application: safety parameter action levels*, Center for Devices and Radiological Health Report (Rockville, Maryland).
- [15] STRATTON, JA. *Electromagnetic Theory*. New York: MacGraw Hill, 1941, p.153 156.
- [16] KANAL, E. An overview of electromagnetic safety considerations associated with magnetic resonance imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.204-224.
- [17] UENO, S. and IWASAKA, M. Properties of diamagnetic fluid in high gradient magnetic fields. *J. Appl. Phys.*, 1994, 75, p.7177-7179.
- [18] UENO, S. and IWASAKA, M. Parting of water by magnetic fields. *IEEE Trans. Magn.*, 1994, 30, p.44698-4700.
- [19] ICHIOKA, S., MINEGISHI, M., IWASAKA, M., SHIBATA, M., NAKATSUKA, T., HARII, K., KAMIYA, A., and UENO S. High-intensity static magnetic fields modulate skin microcirculation and temperature in vivo. *Bioelectromagnetics*, 2000, 21, p.183-188.
- [20] HALLIDAY, D. and RESNICK, R. *Physics*. New York: John Wiley, 1966, p.873.
- [21] WIKWSO, JP. Jr. and BARACH, JP. An Estimate of the Steady Magnetic Field Strength Required to Influence Nerve Conduction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, 27, p.722.
- [22] KOLIN, A. Improved apparatus and technique for electromagnetic determination of blood flow. *Rev. Sci. Instrum.* 1952, 23, p.235-240.
- [23] BEISCHER, DE., and KNEPTON, JC. Jr. Influence of strong magnetic fields on the electrocardiogram of squirrel monkeys, (*Saimiri Sciureus*). *Aerospace Med.*, 1964, 35, p.939.

- [24] SCHENCK, JF. Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-Tesla magnetic fields during MRI. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.285-301.
- [25] ~~COLEMAN, MP. and BERAL V. A Review of epidemiological studies of health effects of living near or working with electricity generation and transmission equipment. *Int. J. Epid.*, 1988, 17, p.1-13. Deleted~~
- [26] ~~DENNIS, JA., MUIRHEAD, CR. and ENNIS, JR. Epidemiological studies of exposure to electromagnetic fields, II: cancer. *J. Radiol. Prot.*, 1991, 11, p.13-25. Deleted~~
- [27] ~~KNAVE, GG. and TORNQUIST, SG. Epidemiological studies on effects of exposure to ELF electromagnetic fields. A review of Biological Effects of Static and ELF Magnetic Fields. Ed. JH. Bernhardt. Munich: mmV Medizin, 1986, p.143-153. Deleted~~
- [28] ~~SAVITZ, DA., WACHTEL, H., BARNES, FA., JOHN, EM. and TORDIK, JG. Case control study of childhood cancer and exposure to 60 Hz magnetic fields. *Am. J. Epidemiol.*, 1988, 128, p.21-38. Deleted~~
- [29] ~~TOMENIUS, L., HALLSTROM, L. and ENANDER, B. Electrical constructions and 50 Hz magnetic fields at the dwellings of tumor cases (0-18 years of age) in the country of Stockholm. Proc. Int. Symp. Occup. Health and Safety in Mining and Tunneling, 1982. Deleted~~
- [30] ~~WERTHEIMER, N. and LEEPER, E. Electrical wiring configuration and childhood cancer. *Am. J. Epidemiol.* 1979, 109, p.273-284. Deleted~~
- [31] ~~WERTHEIMER, N. and LEEPER, E. Adult cancer related to electrical wires near the home. *Int. J. Epidemiol.* 1982, 11, p.345-355. Deleted~~
- [32] ~~CALLE, EE. and SAVITZ, DA. Leukemia in occupational groups with presumed exposure to electrical and magnetic fields. *New England J. Med.*, 1985, 313, p.1476-1477. Deleted~~
- [33] ~~COLEMAN, M., BELL J., and SKEET R. Leukaemia incidence in electrical workers. *Lancet*, 1981, 1, p.982-983. Deleted~~
- [34] ~~LIN, R.S. et al. Occupational exposure to electromagnetic fields and the occurrence of brain tumors: an analysis of possible association. *J. Occup. Med.* 1985, 27, p.413-419. Deleted~~
- [35] ~~MCDOWALL, ME. Leukemia mortality in electrical workers in England and Wales. *Lancet*, 1983, 1, p.246. Deleted~~
- [36] ~~MILHAM, S. Jr. Mortality from leukemia in workers exposed to electrical and magnetic fields. *New Engl. J. Med.* 1982, 307, p.249. Deleted~~
- [37] ~~BERNHARDT, JH. Non-ionizing radiation safety: radio-frequency radiation, electric and magnetic fields. *Phys. Med. Biol.*, 1992, 4, p.807-844. Deleted~~
- [38] LYLE, BL., et al. Modulation of Calcium Uptake by concanavalin A and ouabain in normal and leukemic T-lymphocytes exposed to magnetic fields under calcium cyclotron resonance conditions. *Abstracts of the Twelfth Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, San Antonio, TX, 1990, p.51.
- [39] HABERDITZL, W. Enzyme activity in high magnetic fields. *Nature*, 1967, 213, p. 72-73.
- [40] MANSFIELD, P. and MORRIS, PG. NMR Imaging in Biomedicine. In WAUGH, JS., ed. *Advances in Magnetic Resonance*, Suppl. 2. New York: Academic Press, 1982.
- [41] MCLAUCHLAN, KA. The effects of magnetic fields on chemical reactions. *Sci Prog*, 1981, 67, 509-529.
- [42] WAUGH, J. Biomagnetic effects, In WAUGH, JS, ed. *Advances in Magnetic Resonance*, Suppl. 2. New York: Academic Press, 1982.
- [43] PERSSON, BRR. and STAHLBERG, F. Potential health hazards and safety aspects of clinical NMR examinations. In BERTIL, BRR, ed. *Seminars on Biomedical Applications of Nuclear Magnetic Resonance*. Lund, Sweden: Radiation Physics Dept., Lasarettet.
- [44] SAUNDERS, RD. and SMITH, H. Safety aspects of NMR clinical imaging. *British Medical Bulletin*, 1984, 40(2), p.148-154.

- [45] SHELLOCK, FG. Biological effects and safety aspects of magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance Quarterly*, 1989, 5(4), p.243-261.
- [46] TENFORDE, TS., and BUDINGER, TF. Biological effects and physical safety aspects of NMR imaging and in-vivo spectroscopy. In THOMAS, SR. and DIXON, RL., eds. *NMR in Medicine: Instrumentation and Clinical Applications*, Medical Monograph No.14, New York: Amer. Assoc. Phys. Med., 1986, p.493-548.
- [47] SHELLOCK, FG., SCHAEFER, DJ, and GORDON CJ. Effect of a 1,5 T static magnetic field on body temperature of DJ man. *Magn. Reson. Med.*, 1986, 3, p.644-647.
- [48] SPERBER, D., OLDENBOURG, R. and DRANSFIELD, DK. Magnetic field induced temperature change in mice. *Naturwissenschaften*, 1984, 71, p.101.
- [49] UENO, S. Embryonic development of xenopus laevis under static magnetic fields up to 6,34 T. *J. Appl. Phys.*, 1990, 67, p.5841-5843.
- [50] GAFFEY, CT. and TENFORDE, TS. Bioelectric properties of frog sciatic nerves during exposure to stationary magnetic fields. *Radiat. Environ. Biophys.*, 1983, 22, p.61-73.
- [51] HONG, CZ. AND SHELLOCK, FG. Short-term exposure to a 1,5 Tesla static magnetic field does not affect somato-sensory-evoked potentials in man. *Magnetic Resonance Imaging*, 1990, 8, p.65-69.
- [52] HONG, CZ., HARMON, D., and YU, J. Static magnetic field influence on rat tail nerve function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1986, 67, p.746-749.
- [53] ATKINS, PW. Magnetic field effects. *Chem Brit*, 1976, 12, p.214 218.
- [54] COOK, ES., FARDON, JC. and NUTINI, LG. Effects of magnetic fields on cellular respiration. In BARNOTHY, M.F., ed. *Biological Effects of Magnetic Fields*, Vol. 2. New York: Plenum Press, 1969, p.67 78.
- [55] FARDON, JC., POYDOK, SME. and BASULTO, G. Effect of magnetic fields on the respiration of malignant, embryonic, and adult tissue. *Nature*, 1966, 211, p.433.
- [56] BARNOTHY, MF. Hematological changes in mice. In Barnothy, MF., ed. *Biological Effects of Magnetic Fields*, Vol. 1. New York: Plenum Press, 1964, p.109 126.
- [57] EISELEIN, JE., BOUTELL, HM. and BIGGS, MW. Biological effects of magnetic fields negative results. *Aerospace Med*, 1961, 32, p.383 386.
- [58] BATTOCLETI, JH., SALLES CUNHA, S., HALBACH, RE. et al. Exposure of Rhesus Monkeys to 20,000 G Steady Magnetic Field: Effect on Blood Parameters. *Med Phys*, 1981, 8, p.115 118.
- [59] BEISCHER, DE. Human tolerance to magnetic fields. *Astronautics* 1962, 7, p. 24.
- [60] BUDINGER, TF., BRISTOL, KS., YEN, CK. et al. *Biological effects of static magnetic fields*. Abstracts, Third Annual meeting, Society of Magnetic Resonance in Medicine, New York, 1984, p.113.
- [61] KANAL, E., SHELLOCK, FG. and SAVITZ, DA. *Survey of reproductive health among female MR OPERATORS*. Abstract presented at the Seventy-seventh Annual Meeting of the Radiological Society of North America, 1991.
- [62] VYALOV, A.M. Magnetic fields as a factor in the industrial environment. *Vestn Akad Med Nauk SSSR*, 1967, 8, p.72 79.
- [63] VYALOV, A.M. Clinico hygienic and experimental data on the effects of magnetic fields under industrial conditions. In KHOLODOV, Yu. A., ed. *Influence of Magnetic Fields on Biological Objects*, Joint Publ Res Service Rep No. 63038. Springfield, VA: National Technical Information Service, 1974, p.163-174.
- [64] KAY, HH., HERFKENS, RJ., and KAY, BK. Effect of magnetic resonance imaging on *Xenopus laevis* embryogenesis. *Magn Reson Imaging*, 1988, 6, p.501-506.
- [65] MCROBBIE D., FOSTER MA. Pulsed magnetic field exposure during pregnancy and implications for NMR foetal imaging: a study with mice. *Magn Reson Imaging*, 1985, 3, p.231-234.
- [66] PRASAD, N., WRIGHT, DA., FORD, JJ., THORNBLY, JI. Safety of 4-T MR imaging: study of effects on developing frog embryos. *Radiology*, 1990 Jan., 174(1), p.251-253.

- [67] SCHENCK, JF., DUMOULIN, CL., REDINGTON, RW., KRESSEL, HY., ELLIOTT, RT., MCDOUGALL, IL. Human exposure to 4,0-Tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys*, 1992 July, 19(4), p.1089-1098.
- [68] RAYLMAN, RR., CLAVO, AC., WAHL, RL. Exposure to strong static magnetic field slows the growth of human cancer cells in vitro. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(5), p.358-363.
- [69] KROEKER, G., PARKINSON, D., VRIEND, J., PEELING, J. Neurochemical effects of static magnetic field exposure. *Surg Neurol*, 1996 Jan., 45(1), p.62-66.
- [70] NARRA, VR., HOWELL, RW., GODDU, SM., RAO, DV. Effects of a 1,5-Tesla static magnetic field on spermatogenesis and embryogenesis in mice. *Invest Radiol*, 1996 Sep, 31(9), p.586-590.
- [71] JEHENSON, P., DUBOC, D., LAVERGNE, T., GUIZE, L., GUERIN, F., DEGEORGES, M., SYROTA, A. Change in human cardiac rhythm induced by a 2-T static magnetic field. *Radiology*, 1988 Jan., 166(1 Pt 1), p.227-230.
- [72] KINOUCI, Y., YAMAGUCHI, H., TENFORDE, TS. Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(1), p.21-32.
- [73] U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health. *Guidance for Magnetic Resonance Diagnostic Devices – Criteria for Significant Risk Investigations*. 1997.
- [74] ~~National Radiological Protection Board (UK). *Guidance as to Restrictions on Exposures to Static (DC) Electric and Magnetic Fields*. Documents of the NRPB: Vol 15, No 2, 2004. Deleted~~
- [75] ~~American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH). *Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents*. 1993-1994. Deleted~~
- [76] ~~MILLER, G. *Exposure Guidelines for Magnetic Fields*. *Am Ind Hyg Assoc Jour*, 1987, 48, p.957-968. Deleted~~
- [77] ~~Australian Radiation Laboratory. *Safety Guidelines for Magnetic Resonance Diagnostic Facilities*. 1991. Deleted~~
- [78] ~~International Commission on Non-ionizing Radiation Protection (ICNIRP). *Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields*. *Health Physics*, 1994, 66(1), p.100-106. Deleted~~
- [79] ~~KELTNER, JR., ROOS, MS., BRAKEMAN, PR. and BUDINGER, TF. *Magnetohydrodynamics of Blood Flow*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1990, 16, p.139-149. Deleted~~
- [80] GANONG, WF. *Review of Medical Physiology*, 6th Edition. Los Altos, CA: Lange Medical Publ, 1973.
- [81] REILLY, JP. *Cardiac sensitivity to electrical stimulation*. U.S. Food and Drug Administration Report MT 89-101, 1989.
- [82] SCHENCK, JF. Safety of Strong, Static Magnetic Fields. *J of Magn. Res. Imaging*, 2000, 12, 2-19.
- [83] National Electrical Manufacturers Association, MR Section. Accessory equipment considerations with respect to magnetic resonance imaging compatibility. *J of Magn. Res. Imaging*, 1998.
- [84] BERNHARDT, JH. The establishment of frequency dependent limits for electric and magnetic fields and evaluation of indirect effects. *Radiat. Environ. Biophys*, 1988, 27, p.1-27.
- [85] REILLY, JP. Peripheral nerve and cardiac excitation by time-varying magnetic fields: A comparison of thresholds. *NY Acad. of Sci.*, 1992, 649, p.96-117.
- [86] LAPICQUE, L.. Definition experimental de l'excitation. *Comptes Rendues Acad. Sci.*, 1909, 67, p.280-285.
- [87] IRNICH W., SCHMITT F. Magnetostimulation in MRI. *Mag. Res. Med.*, 1995, 33, p.619-623

- [88] SCHAEFER, D.J. Safety Aspects of Radio Frequency Power Deposition. In *Magnetic Resonance*. E. Kanal, ed. MRI Clinics of North America, 1998, 6(4), p.775-789.
- [89] HAM, CGL, ENGELS, JML., VAN DE WIEL, GT., MACHIELSEN, A. Peripheral nerve stimulation during MRI: effects of high gradient amplitudes and switching rates. *J. Mag. Res. Imaging*, 1997, 5, p.933-937.
- [90] BOURLAND, JD., NYENHUIS, JA. and SCHAEFER, DJ. Physiologic Effects of Intense MRI Gradient Fields. *Neuroimaging Clinics of North America*, 1999, 9(2), p.363-377.
- [91] HEBRANK, FX. and GEBHARDT M. SAFE Model – a new method for predicting peripheral nerve stimulations in MRI. *Soc. Mag. Res. Im.* Proceedings 2000 conference, 2000, p.2007.
- [92] BOTWELL, R. and BOWLEY, L.M. Analytic calculations of the E-Fields Induced by Time-Varying Magnetic Fields Generated by Cylindrical Gradient Coils. *Mag. Res. Med.*, 2000, 44, p.782-790.
- [93] HARVEY, P.R. and MANSFIELD, P. Avoiding Peripheral Nerve Stimulation: Gradient Waveform Criteria For Optimum Resolution in EPI. *Mag. Res. Med.*, 1994, 32, p.236-241.
- [94] MANSFIELD, P. and HARVEY, PR. Limits to Neural Stimulation in EPI. *Mag. Res. Med.*, 1993, 29, p.746-758.
- [95] FRESE, G., HEBRANK, FX., RENZ, W., STORCH, T. Physikalische Parameter bei der Anwendung der MRT. *Radiologe*, 1998, 38, p.750-758.
- [96] BUDINGER, TF., FISCHER, H., HENTSCHEL, D., REINFELDER, HE., SCHMITT, F. Physiological effects of fast oscillating magnetic field gradients. *Jour. Comp. Ass.Tech*, 1991, 15, p.909-914.
- [97] DEN BOER, JA., BAKKER, R., HAM, CGL, SMINK, J. Generalization to complex stimulus shape of the nerve stimulation threshold based on existing knowledge of its relation to stimulus duration for rectangular stimuli. *Proceedings ISMRM*, 1999, p.108.
- [98] SAUNDERS, RD., SIENKIEWICZ, ZJ. and KOWALCZUK, CI. Biological effects of electromagnetic fields and radiation. *J. Radiol. Prot.*, 1991, 11, p.27-42.
- [99] BOTTOMLEY, PA. and ANDREW, ER. RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: Implications for NMR imaging. *Phys. Med. Biol.*, 1978, 23, p.630-643.
- [100] SCHENCK, JF. and HUSSAIN, MA. *Power deposition during magnetic resonance. The effects of local inhomogeneities and field exclusion*. General Electric Corporate Research and development Labs. NMR Project Memo No. 84-199, Oct 17, 1984.
- [101] GANDHI, OP. and CHEN, JY. Absorption and Distribution Patterns of RF Fields. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.131-143.
- [102] GRANDOLFO, M., POLICHETTI, A., VECCHIA, P. and GANDHI, OP. Spatial Distribution of RF Power in Critical Organs during Magnetic resonance Imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.176-187.
- [103] GABRIEL, C. *Localised SAR in people undergoing NMR imaging*. A report prepared for the National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxon, UK. by University Microwave, London, 1989.
- [104] GRANDOLFO, M., VECCHIA, P., GANDHI, OP. Magnetic resonance imaging: Calculation of rates of energy absorption by a human-torso model. *Bioelectromagnetics*, 1990, 11, p.117-128.
- [105] ROWELL, LB. Cardiovascular aspects of human thermoregulation. *Circ. Res.*, 1983, 52, p.367.
- [106] International Radiation Protection Association (IRPA)/ International Non-Ionizing Radiation Committee (INRC). Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. *Health Physics*, 1991, 61, p.923-928.
- [107] KENNEY, WL. Physiological correlates of heat intolerance. *Sports Med.*, 1985, 2, p.279-286.

- [108] MINARD, D. Pre-employment and periodic medical examinations for workers on hot jobs. In DUKES-DUBOS, FN and HENSCHER, A., eds., *Proceedings of a NIOSH Workshop on Recommended Heat Stress Standards*. Cincinnati, Ohio: U S Department of Health and Human Services, DHSS (NIOSH) 81-108, 1980, p.61-70.
- [109] SMITH, DA., CLARREN, SK., HARVEY, MAS. Hyperthermia as a possible teratogenic agent. *Pediatrics*, 1978, 92, p.878-883.
- [110] PLEET, H., GRAHAM JM. and SMITH, DW. Central nervous system and facial defects associated with maternal hyperthermia at four to 14 weeks' gestation. *Pediatrics*, 1981, 67, p.785-789.
- [111] ADAIR, ER., and BERGLUND, LG. On the thermoregulatory consequences of NMR imaging. *Magn. Reson. Imaging*, 1986, 4, p.321-333.
- [112] SCHAEFER, DJ., BARBER, BJ., GORDON, CJ., ZIELONKA, J., and HECKER, J. Thermal effects of magnetic resonance imaging (MRI). In *Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine*. Volume 2. Berkeley, California: Society of Magnetic Resonance in Medicine, 1985, p.925-926.
- [113] KIDO, DK., MORRIS, TW., ERICKSON, JL., PLEWES, dB., and SIMON, JH. Physiologic changes during high field strength MR imaging. *Am J Neuroradiol*, 1987, 8, p.263-266.
- [114] ABART, J., BRINKER, G., IRLBACHER, W., GREBMEIER, J. Temperature and heart rate changes in MRI at SAR levels of up to 3 W/kg. Abstract, *Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 1989 August, p.998.
- [115] SHELLOCK, FG., SCHAEFER, DJ., CRUES, JV. Alterations in body and skin temperatures caused by magnetic resonance imaging: is the recommended exposure for radio frequency radiation too conservative? *Brit. J. Radiol.*, 1989, 62, p.902-909.
- [116] SCHAEFER, DJ., Dosimetry and effects of MR exposure to RF and switched magnetic fields. In MAGIN, RI., LIBURDY, RP. and PERSSON, B., eds. *Biological Effects and Safety Aspects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. The New York Academy of Sciences, 1991, 649, p.225-236.
- [117] NIOSH, 1986. *Occupational exposure to hot environments*. Revised criteria, 1986. National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept. of Health and Human Services, DHHS (NIOSH), p.86-113.
- [118] ADAIR, ER., and BERGLUND, LG., Thermoregulatory consequences of cardiovascular impairment during NMR imaging in warm/humid environments. *Magn. Reson. Imag.* 1989, 7, p.25-37.
- [119] ADAIR, ER. and BERGLUND LG. Predicted thermophysiological responses of humans to MRI fields. In MAGIN, RI., LIBURDY, RP., and PERSSON, B., eds. *Biological Effects and Safety Aspects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. Annals of the New York Academy of Sciences, 1992, 649, p.188-200.
- [120] CZERSKI, P. and ATHEY, TW. *Safety of magnetic resonance in vivo diagnostic examinations: Theoretical and clinical considerations*. Rockville, Maryland: Centre for Devices and Radiological Health, 1987.
- [121] ATHEY, TW. A model of the temperature rise in the head due to magnetic resonance imaging procedures. *Magn. Reson. Med.*, 1989, 9, p.177-184.
- [122] BARBER, BJ., SCHAEFER, DJ., GORDON, CJ., ZAWIEJA, DC. and HECKER, J. Thermal effects of MR imaging: worst-case studies on sheep. *American Journal of Roentgenology*, 1990, 155, p.1105-1110.
- [123] SCOTT, JA. A finite element model of heat transport in the human eye. *Phys. Med. Biol.*, 1988, 33, p.227-241.
- [124] BOTTOMLEY, PA., and EDELSTEIN, WA. Power deposition in whole-body NMR imaging. *Med. Phys.*, 1981, 8, p.510-512.
- [125] SHELLOCK, FG. and KANAL, E. *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety and Patient Management*. New York: Lippincot Raven Press, 1996.
- [126] SCHAEFER, DJ. Safety Aspects of Radio Frequency Power Deposition. In *Magnetic Resonance*, E. Kanal, ed. MRI Clinics of North America, 1998, 6(4), p.775-789.

- [127] SHELLOCK, F.G., *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2000*. New York: Lippincott Williams and Wilkins, 2000.
- [128] SCHAEFER, D.J. and BOURLAND, J.D. Review of Patient Safety in Time-Varying Gradient Fields. *J of Magn. Res. Imaging*, 2000, 12(1), p.20-29.
- [129] SHELLOCK, F.G., ed. *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*. CRC Press, 2001.
- [130] ~~European Directive on EMF exposure for workers, 2004/40/EC,~~
~~<http://eurlex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2004:159:0001:0026:EN:PDF>~~
~~Directive 2013/35/EU on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields);~~
~~<http://eurlex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2013:179:0001:0021:EN:PDF>~~.
- [131] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, April 1998, Volume 74, Number 4, pp 494–522.
- [132] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Medical magnetic resonance (MR) procedures: protection of patients. *Health Physics*, August 2004, Volume 87, Number 2, pp 197-216.
- [133] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), *Use of the ICNIRP EMF guidelines*. (March 31, 1999), <http://www.icnirp.de/documents/Use.htm>. p.2.
- [134] American Conference of Government and Industrial Hygienists, *Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents and Biological Exposure Indices*, 1994, p. 89.
- [135] LEHNINGER, A.L., *Biochemistry*, 1970, Worth, New York, pp 40-41.
- [136] SCHAEFER, D.J. Safety Aspects of Switched Gradient Fields. *MRI Clinics of North America*, vol. 6, No. 4, November, 1998, p. 743.
- [137] U.S. Nuclear Regulatory Commission, 10 CFR 20 subpart C, at <http://www.nrc.gov/reading-rm/doc-collections/cfr/part020/>.
- [138] J.A. NYENHUIS, J.D. BOURLAND, A.V. KILDISHEV and D.J. SCHAEFER, "Health Effects and Safety of Intense MRI Gradient Fields", in *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*, edited by F.G. Shellock, CRC Press, 2001, pages 31-54.
- [139] J.A. DEN BOER, J.D. BOURLAND, J.A. NYENHUIS, C.L.G. HAM, J.M.L. ENGELS, F.X. HEBRANK, G. FRESE, and D.J. SCHAEFER. Comparison of the Threshold for Peripheral Nerve Stimulation during Gradient Switching in Whole Body MR SYSTEMS. *J. Magn. Reson. Imaging*, Vol. 15, pp. 520-525, 2002.
- [140] J.M. DENEGRE, JR. J. M. VALLES, K. LIN, W. B. JORDAN, K. L. MOWRY, Cleavage planes in frog eggs are altered by strong magnetic fields. *Proc Natl Acad Sci*, 95, 14729-32 1998
- [141] WU, D. SHAMSI, S. CHEN, J. KAINZ, W. et al. Evaluations of Specific Absorption Rate and Temperature Increase Within Pregnant Female Models in Magnetic Resonance Imaging Birdcage Coils. *Microwave Theory and Techniques*, Volume: 54, Issue: 12, Part 2: 4472-4478, Dec. 2006
- [142] ~~ACR Guidance Document for safe MR practises, Amer. Journal of Radiology, June 2007, Vol 188, pages 1–27, or~~
~~http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/MRSafety/safe_mr07.aspx~~
~~ACR Guidance Document on MR safe Practices. *J Mag Res Imaging*, 2013, p. 501-530.~~
~~Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.24011/pdf>.~~
- [143] World Health Organization, *Environmental health Criteria 232, Static fields*, 2006
- [144] ~~ASTM standard F2503-05:2005, Standard Practise for Marking Medical Devices and Other items for safety in the Magnetic Resonance Environment~~

IEC 62570:2014, *Standard practice for marking medical devices and other items for safety in the magnetic resonance environment*

- [145] CROZIER, S., LIU, F. Numerical evaluation of the fields induced by body motion in or near high-field MRI scanners. *Prog in Biophysics & Molecular Biology*, 2005, Vol 87, Nrs 2-3, pages 267-278
- [146] Medical Electrical Installation Guidance,
<http://www.mhra.gov.uk/Safetyinformation/Generalsafetyinformationandadvice/Technicalinformation/MEIGaN-MedicalElectricalInstallationGuidance/index.htm>
- [147] Gowland P. and De Wilde, J. Temperature increase in the fetus due to RF exposure during MR scanning. *Phys. Med. Biol.* 53, 2008, L15-L18
- [148] Glover, P. M., Cavin, C., Qian, W., Bowtell, R. and Gowland P. Magnetic-Field induced Vertigo: A Theoretical and Experimental Investigation. *Bioelectromagnetics* 28: 349 – 361, 2007
- [149] Fuentes, M. A., Trakic, A., Wilson, S. J. and Crozier, S. Analysis and Measurements of Magnetic Field Exposures for Healthcare Workers in Selected MR environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 4, p 1355, 2008
- [150] MR Safety special issue, *JMRI*, Vol 26, 2007
- [151] Protection of Patients and Volunteers Undergoing MRI procedures, 2008, publication by the Health Protection Agency, ISBN 978-0-85951-623-5,
http://www.hpa.org.uk/webw/HPAweb&HPAwebStandard/HPAweb_C/1222673275443?p=1199451989432
- [152] MHRA Device Bulletin, *Safety guidelines for MRI equipment in clinical use*, 2007
- [153] EC study on 4 hospital sites: *An investigation into occupational exposure of electromagnetic fields for personnel with and around medical MRI equipment*, 2008
- [154] IEEE C95.6: *Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields (0–3 kHz)*. New York: IEEE, 2002.
- [155] Hoult, D.I. The Principle of Reciprocity in Signal Strength Calculations – A Mathematical Guide, Concepts. In *Magnetic Resonance*, Part A, Wiley Periodicals, Vol. 12, pp. 173-187, 2000.
- [156] MRI Design Guide as published by the Department of Veterans Affairs.
<http://www.va.gov/facmgt/standard/dguide/mri/mri01.pdf>
- [157] Collins, C.M., Mao, W., Liu, W., and Smith, M. B. *Calculated Local and Average SAR in Comparison with Regulatory Limits*. 14th Scientific Meeting and Exhibition held in Seattle, WA USA, 6-12 May 2006., p 2044
- [158] den Boer J, Atalar E, Szimtenings M, Kleihorst R, Engels H., ISMRM Safety Workshop, 2005.
- [159] Nadobny, J., Brinker G., Diehl D., Stetter E., Szimtenings M. and Wust P. Evaluation of MR-induced hot spots for different temporal SAR modes using a time-dependent finite difference method with explicit temperature gradient treatment. *IEEE Trans Biomed Eng* 54 (10) Oct 2007, p 1837-1850
- [160] Ellis, R.R. and Ellingson, R.J. Responses to electrical stimulation of the median nerve in the human newborn. *Developmental Psychobiology*, Volume 6 Issue 3, Pages 235 – 244, Published Online: 13 Oct 2004
- [161] Shellock, F. G., Crues, J. V. Temperature, heart rate and blood pressure changes associated with clinical imaging at 1.5T. *Radiology*, 163, 1987, p 259 – 262.
- [162] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Physics*, 2009, Vol 96, Nr 4, p 504
- [163] Hand, JF., Li, Y., Thomas, EL., Rutherford, MA. and Hajnal, JV. Prediction of Specific Absorption Rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy. *Magnetic resonance in Medicine*, 2006, 55, p 883
- [164] Wang, Z., Lin, JC., Mao, W., Liu, W., Smith, MB. and Collins, CM. SA and temperature: Simulations and comparison of regulatory limits for MRI. *Journal of magnetic resonance*, 2007, 26, p 437

- [165] IEC 60364-7-710, *Electrical installations of buildings – Part 7-710: Requirements for special installations or locations – Medical locations*
- [166] ISO 7010:2003 2011, *Graphical symbols – Safety colors and safety signs – Registered safety signs* ~~used in workplaces and public areas~~
~~Amendment 3 (2007)~~
- [168] CHAKERES, DW, BORNSTEIN, R, and KANGARLU, A. Randomized Comparison of Cognitive Function in Humans at 0 and 8 Tesla. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2003; 18:342–345
- [169] LEPSIEN, J, MULLER, K, von CRAMON, D.Y, and MOLLER, H.E., Investigation of Higher-Order Cognitive Functions During Exposure to a High Static Magnetic Field. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2012; 36:835–840
- [170] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Amendment to the ICNIRP “Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients. *Health Physics*, 2009, Vol 97, Nr 3, p 259
- [171] CHAKERES, DW, KANGARLU, A, BOUDOULAS, H, YOUNG, DC., Effect of static magnetic field exposure of up to 8 tesla on sequential human vital sign measurements. *J Magn Reson Imaging*, 18:346 –352; 2003a
- [172] SIMI, S, BALLARDIN, M, CASELLA M, et al. Is the genotoxic effect of magnetic resonance negligible? Low persistence of micronucleus frequency in lymphocytes of individuals after cardiac scan. *Mutation Res* (2008) 645:39-43
- [173] GHODBANE, S, LAHBIB, A, SAKLY, M, ABDELMELEK, H. Bioeffects of Static Magnetic Fields: Oxidative Stress, Genotoxic Effects, and Cancer Studies, *BioMed Research International* (2013), <http://dx.doi.org/10.1155/2013/602987>
- [174] de VOCHT, F, van WENDELDE-JOODE, B, ENGELS, H, KROMHOUT, H., Neurobehavioral effects among subjects exposed to high static and gradient magnetic fields from a 1.5 tesla magnetic resonance imaging system—a case-crossover pilot study. *MAGN RESON MED* 50:670–674; 2003
- [175] NOLTE, CM, PITTMAN, DW, KALEVITCH, B, HENDERSON, R, SMITH, JC., Magnetic field conditioned taste aversion in rats. *Physiol Behav*, 63:683– 688; 1998
- [176] OKAZAKI, R, OOTSUYAMA, A, UCHIDA, S, NORIMURA, T., Effects of a 4.7 T static magnetic field on fetal development in ICR mice. *J Radiat Res* (Tokyo), 42:273–283; 2001
- [177] SAUNDERS, RD. Static magnetic fields—animal studies. *Prog Biophys Mol Biol* 87:225–241; 2005
- [178] UENO, S. and SHIGEMITSU, T. “Biological effects of static magnetic fields,” in *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields: Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields*, F. S. Barnes and B. Greenebaum, Eds., CRC Press, 3rd edition, 2007
- [179] SCHENCK, JF, Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Prog Biophys Mol Biol*, 87:185–204; 2005
- [180] YAMAGUCHI-SEKINO, S, SEKINO, M, UENO, S., Biological effects of electromagnetic fields and recently updated safety guidelines for strong static magnetic fields. *Magn Reson Med Sci*. 10:1-10; 2011
- [181] ROBERTS, DC, MARCELLI, V, GILLEN, JS, CAREY, JP, DELLA SANTINA, CC, ZEE, DS. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr Biol* 2011; 21:1635-1640
- [182] STEPHEN, T, DEUTSCHLANDER, A, NOLTE, A, SCHNEIDER, E, et al, “Functional MRI of galvanic vestibular stimulation with alternating currents at different frequencies”. *NeuroImage*, 26:721–732; 2005
- [183] TENFORDE, TS. Magnetically induced electric fields and currents in the circulatory system. *Prog Biophys Molec Biol*, 87:279 –288; 2005
- [184] MIAN, OS, YAN, L, ANTUNES, A, GLOVER, PM, DAY, BL., On the Vertigo Due to Static Magnetic Fields. *PLoS ONE* 8(10): e78748. doi:10.1371/journal.pone.0078748

- [185] TRZECIAK, HI, GRZESIK, J, BORTEL, M, et al, Behavioral effects of long-term exposure to magnetic fields in rats. *Bioelectromagnetics*, 14:287–297; 1993
- [186] UENO, S, IWASAKA, M., Properties of diamagnetic fluid in high gradient fields., *J Appl Phys*, 75:7177–7180; 1994
- [187] WEISS, J, HERRICK, RC, TABER, KH, et al. .Bio-effects of high magnetic fields: a study using a simple animal model. *Magn Reson Imaging*, 10:689–694; 1992.
- [188] ZHANG, QM, TOKIWA, M, DOI, T, et al. .Strong static magnetic field and the induction of mutations through elevated production of reactive oxygen species in Escherichia coli soxR. *Int J Radiat Biol*, 79:281–286; 2003
- [189] SCHLAMANN, M, VOIGT, M, MADERWALD, S, et al. Exposure to High-Field MRI Does Not Affect Cognitive Function. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2010;31:1061–1066
- [190] SILVA, AKA, SILVA, EL, EGITO, EST and CARRIÇO, AS. Safety concerns related to magnetic field exposure. *Radiation and Environmental Biophysics*(2006), 45: 245-252
- [191] ATKINSON, IC, RENTERIA, L, BURD, H, PLISKIN, NH, THULBORN, KR., Safety of human MRI at static fields above the FDA 8 T guideline: sodium imaging at 9.4 T does not affect vital signs or cognitive ability. *J Magn Reson Imaging*. (2007) 26:1222-1227
- [192] HEINRICH, A, SCOSTEK, A, MEYER, P et al. "Cognition and Sensation in Very High Static Magnetic Fields: A Randomized Case-Crossover Study with Different Field Strengths.,. *Radiology*, (2013) 266:236-245
- [193] de VOCHT, F, STEVENS, T, GLOVER, P, et al. "Neurobehavioral effects of exposure to the stray fields of a 7 Tesla clinical MRI scanner". (2005) <http://e-book.lib.sjtu.edu.cn/Mri-Safety2005/07%20de%20Vocht.pdf>
- [194] de VOCHT, F, STEVENS, T, van WENDELDE-DOODE, B, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Acute neurobehavioural effects of exposure to static magnetic fields: analysis of exposure-response relations. *J Magn Reson Imaging*, (2006) 23:291–297
- [195] de VOCHT, F, van DROOGE, H, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Exposure, health complaints and cognitive performance among employees of an MRI scanners manufacturing department. *J Magn Reson Imaging*, 23:197–204 (2006)
- [196] de VOCHT, F, STEVENS, T, GLOVER, P, SUNDERLAND, A, GOWLAND, P, KROMHOUT, H. Cognitive effects of head-movement in stray fields generated by a 7 tesla whole-body MRI magnet. *Bioelectromagnetics* (2007) 28:247–255;
- [197] de VOCHT, F, GLOVER, P, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Pooled analyses of effects on visual and visuomotor performance from exposure to magnetic stray fields from MRI scanners: application of the Bayesian framework. *J Magn Reson Imaging* (2007) 26:1255–1260.
- [198] CAVIN, I.D., GLOVER, P.M., BOWTELL, R.W., and GOWLAND, P.A., Thresholds for Perceiving Metallic Taste at High Magnetic Field.,. *J. Magn. Reson. Imaging* (2007) 26:1357–1361.
- [199] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG. Qualitative determination of the thresholds of magnetophosphenes. *Radio Sci*. 1979; 14:199-200
- [200] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG. Magneto and electrophosphenes: A comparative study. *Med Biol Eng Comput*, 1980; 18:758-764
- [201] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG, REUTER, T. Magnetophosphenes: A qualitative analysis of thresholds. *Med Biol Eng Comput*, 1980; 18:326-334
- [202] Van NIEROP, LE, SLOTTJE, P, van ZANDVOORT, MJE et al. .Effects of magnetic stray fields from a 7 Tesla MRI scanner on neurocognition: a double-blind randomised crossover study. *Occup Environ Med*. (2012) 69:759-766
- [203] Van NIEROP, LE, SLOTTJE, P, KINGMA, H, and KROMHOUT, H, MRI-Related Static Magnetic Stray Fields and Postural Body Sway: A Double-Blind Randomized Crossover Study, *Magn Reson Med*. (2013) 70:232-240
- [204] LOCKWOOD, DR, KWON, B, SMITH, DC, HOUPPT, TA, Behavioral effects of static high magnetic fields on unrestrained and restrained mice. *Physiology & Behavior*, 78 (2003) 635– 640

- [205] HOUP, TA, PITTMAN, DW, RICCARDI, C, CASSELL, JA, LOCKWOOD, DR, BARRANCO, JM, KWON, B, SMITH, JC. Behavioral effects on rats of high strength magnetic fields generated by a resistive electromagnet., *Physiol Behav.* (2005) 86:379-89
- [206] ATKINSON, IC, SONSTEGAARD, R, PLISKIN, NH, THULBORN, KR. Vital signs and cognitive function are not affected by 23-sodium and 17-oxygen magnetic resonance imaging of the human brain at 9.4 T.. *J Magn Reson Imaging*, (2010) 32:82-87
- [207] Heinrich, A, Szostek, A, Nees, F, et al. Effects of Static Magnetic Fields on Cognition, Vital Signs, and Sensory Perception: A Meta-analysis. *J Magn Res Imaging* (2011) 34:758-763
- [208] HUNG, Y-C, LEE, J-H, CHEN, H-M, HUANG, GS. .Effects of static magnetic fields on the development and aging of *Caenorhabditis elegans*. *J Expt Biol*, (2010) 2079-2085
- [209] MIYAKOSHI, J. The review of cellular effects of a static magnetic field. *STAM*, (2006) 7:305-307
- [210] JOKELA, K, and SAUNDERS, RD. Physiologic and dosimetric considerations for limiting electric fields induced in the body by movement in a static magnetic field (2011), *Health Phys.* 100:641-653
- [211] OKAZAKI, R, OOTSUYAMA, A, UCHIDA, S, NORIMURA, T. Effects of a 4.7 T static magnetic field on foetal development in ICR mice. *J Radiat Res* (Tokyo), (2001) 42:273–283.
- [212] YOSHIE, S, IKEHATA, M et al. Evaluation of mutagenicity and co-mutagenicity of strong static magnetic fields up to 13 Tesla in *Escherichia coli* deficient in superoxide dismutase. *J. Magn. Reson. Imaging*, (2012) 35, 731-736
- [213] IKEHATA, M, "Biological effects of intermediate frequency magnetic fields — Development of exposure system and evaluate genotoxicity in vitro.". Conference Proceedings General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI; 09/2011,
- [214] WANG, Z, SARJE, A, CHE, P-L, YAREMA, KJ. Moderate strength (0.23-0.28 T) static magnetic fields (SMF) modulate signaling and differentiation in human embryonic cells. *BMC Genomics*. (2009) 10:356.
- [215] WANG, Z, CHE, P-L, DU, J, HA, B, and YAREMA, KJ, Static Magnetic Field Exposure Reproduces Cellular Effects of the Parkinson's Disease Drug Candidate ZM241385. (2010) *PLoS ONE*, 5: e13883
- [216] AZANZA, MJ. Steady magnetic fields mimic the effect of caffeine on neurons. *Brain Res.* (1989) 489:195–198.
- [217] CUNHA, C, PANSERI, S, MARCACCI, M, TAMPIERI, A. Evaluation of the Effects of a Moderate Intensity Static Magnetic Field Application on Human Osteoblast-Like Cells. *American Journal of Biomedical Engineering*, (2012), 2, 263-268.
- [218] SIRMATEL, O, SERT, C, SIRMATEL, F, SELEK, S, and YOKUS, B., Total antioxidant capacity, total oxidant status and oxidative stress index in the men exposed to 1.5 T static magnetic field. *General Physiology and Biophysics*, (2007) 26, 86–90
- [219] FANELLI, C, COPPOLA, S, BARONE, R et al. Magnetic fields increase cell survival by inhibiting apoptosis via modulation of Ca²⁺ influx. (1999) *The FASEB Journal*, 13, 95–102
- [220] LEE, JW, KIM, MS, KIM, YJ, CHOI, YJ, LEE, Y, CHUNG, HW., Genotoxic effects of 3 T magnetic resonance imaging in cultured human lymphocytes.. (2011) *Bioelectromagnetics* 32, 535–542
- [221] CLEMENTS, H, DUNCAN, KR, FIELDING, K, GOWLAND, PA, JOHNSON, IR, BAKER, PN. Infants exposed to MRI in utero have a normal paediatric assessment at 9 months of age. *Br J Radiol* 2000; 73:190-194
- [222] KOK, RD, de VRIES, MM, HEERSCHAP, A, van den BERG, PP. Absence of harmful effects of magnetic resonance exposure at 1,5 T in utero during the third trimester of pregnancy: a follow-up study. *Magn Reson Imaging* 2004; 22:851-854

- [223] THORMANN, M, AMTHAUER, H, ADOLF, D, WOLLRAB, A, RICKE, J, SPECK, O. Efficacy of diphenhydramine in the prevention of vertigo and nausea at 7 T MRI. *Eur J Radiol.*, (2013), 82:768-72
- [224] IEC 62464-1:2007, Magnetic resonance equipment for medical imaging – Part 1: Determination of essential image quality parameters
- [225] ASTM 2052-06:2006, Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment
- [226] ZHENYU ZHANG, HAVENS, T. Magnetic Force Estimation around MRI Magnets. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 22 (2014)

Index of defined terms used in this particular standard

($ dB/dt $ PEAK) _{FPO}	201. 3.246
($ dB/dt $ RMS) _{FPO}	201. 3.247
ACCOMPANYING DOCUMENT	IEC 60601-1:2005, 3.4
B_{1+}	201. 3.244
B_{1+} PEAK	201. 3.245
B_{1+} RMS	201.3.201
BASIC SAFETY	IEC 60601-1:2005, 3.10
CIRCULARLY POLARIZED RF	201. 3.249
COMPLIANCE VOLUME	201.3.202
CONTROL PANEL	IEC 60788:2004, rm-83-02
CONTROLLED ACCESS AREA	201.3.203
CORE TEMPERATURE	201.3.204
EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$	201.3.205
EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT	201.3.206
ENVIRONMENTAL TEMPERATURE	201.3.207
ESSENTIAL PERFORMANCE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.27
FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE	201.3.208
FIXED PARAMETER OPTION	201. 3.242
FIXED PARAMETER OPTION: BASIC	201. 3.243
GRADIENT OUTPUT	201.3.209
GRADIENT UNIT	201.3.210
HARM	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.38
HAZARD	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.39
HAZARDOUS SITUATION	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.40
HEAD RF TRANSMIT COIL	201.3.211
HEAD SAR	201.3.212
IMMUNITY	IEC 60601-1-2:2014, 3.8
INTENDED USE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.44
INTERVENTIONAL MR EXAMINATION	201.3.213
ISOCENTRE	201.3.214
LOCAL RF TRANSMIT COIL	201.3.215
LOCAL SAR	201.3.216
MAGNETIC RESONANCE (MR)	201.3.217
MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT (MR EQUIPMENT)	201.3.218
MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION (MR EXAMINATION)	201.3.219
MAGNETIC RESONANCE SYSTEM (MR SYSTEM)	201.3.220
MAGNETIC RESONANCE WORKER (MR WORKER)	201.3.221
MANUFACTURER	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.55
MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE	201.3.222
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT (ME EQUIPMENT)	IEC 60601-1:2005, 3.63
MEDICAL ELECTRICAL SYSTEM (ME SYSTEM)	IEC 60601-1:2005, 3.64

MEDICAL SUPERVISION	201.3.223
NOMINAL (VALUE)	IEC 60601-1:2005, 3.69
NORMAL OPERATING MODE	201.3.224
OPERATOR	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.73
PARTIAL BODY SAR	201.3.225
PATIENT	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.76
PATIENT AUXILIARY CURRENT	IEC 60601-1:2005, 3.77
PATIENT LEAKAGE CURRENT	IEC 60601-1:2005, 3.80
PNS OUTPUT	201.3.226
PNS THRESHOLD LEVEL	201.3.227
QUENCH	201.3.228
RESPONSIBLE ORGANIZATION	IEC 60601-1:2005, 3.101
RISK	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.102
RISK MANAGEMENT	IEC 60601-1:2005+A1:2012, 3.107
RISK MANAGEMENT FILE	IEC 60601-1:2005+A1:2012, 3.108
ROUTINE MONITORING	201.3.229
SEARCH COIL	201.3.230
SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE	201.3.231
SLEW PERCENTAGE	201.3.248
SPATIAL FIELD GRADIENT	201.3.250
SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM	201.3.232
SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)	201.3.233
SUPPLY MAINS	IEC 60601-1:2005, 3.120
TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD (dB/dt)	201.3.234
TRANSVERSE FIELD MAGNET	201.3.235
VOLUME RF TRANSMIT COIL	201.3.236
WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM	201.3.237
WHOLE BODY MAGNET	201.3.238
WHOLE BODY MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT (WHOLE BODY MR EQUIPMENT)	201.3.239
WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL	201.3.240
WHOLE BODY SAR	201.3.241

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	136
* INTRODUCTION	139
INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 1	140
INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 2	140
201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes	141
201.2 Références normatives	143
201.3 Termes et définitions	143
201.4 Exigences générales	150
201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM	151
201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM	151
201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM	151
201.8 Protection contre les DANGERS d'origine électrique provenant des APPAREILS EM	166
201.9 Protection contre les DANGERS MECANQUES des APPAREILS EM et SYSTEMES EM ...	166
201.10 Protection contre les DANGERS dus aux rayonnements involontaires ou excessifs	168
201.11 Protection contre les températures excessives et les autres DANGERS	168
201.12 Précision des commandes, des instruments et protection contre les caractéristiques de sortie présentant des DANGERS	168
201.13 SITUATIONS DANGEREUSES et conditions de défaut	190
201.14 SYSTEMES ELECTROMEDICAUX PROGRAMMABLES (SEMP)	190
201.15 Construction de l'APPAREIL EM	190
201.16 SYSTEMES EM	191
* 201.17 Compatibilité électromagnétique des APPAREILS et SYSTEMES EM	191
* 202 Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais	191
Annexes	194
Annexe D (informative) Symboles des marquages	195
Annexe AA (informative) Guide particulier et justifications	199
Bibliographie	264
Index des termes définis utilisés dans la présente norme particulière	276
Figure 201.101 – Forme d'onde de gradient et DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE	145
Figure 201.102 – Limites de stimulation cardiaque et du système nerveux périphérique	173
Figure 201.103 – Réduction des limites du TAS pour le corps entier pour des températures élevées	178
Figure 201.104 – Volume pour déterminer le maximum spatial du gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique	184
Figure 201.105 – Volume pour déterminer le champ parasite B_1	187
~~Figure 201.D.101 – Signaux indiquant une bobine d'émission de RF uniquement, une bobine d'émission / réception RF et une bobine de réception de RF uniquement~~	~~187~~
Figure AA.1 – Champs magnétiques statiques: potentiels de flux et retardement	229
Figure AA.2 – Données expérimentales sur le seuil de NSP de volontaires humains dans les APPAREILS À RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER	247

Figure AA.3 – Tracé logarithmique double des valeurs de seuil expérimentales pour la stimulation du nerf périphérique	248
Figure AA.4 – Valeur de réponse $R(t)$ produite par convolution d'un stimulus rectangulaire dB/dt et d'une fonction de réponse d'impulsion nerveuse $n(t-\theta)$	253
Figure AA.5 – Forme d'onde de gradient G , forme d'onde de stimulus dB/dt et valeur de réponse R , pour une forme d'onde trapézoïdale d'EPI commençant à $t = 0$	253
Figure AA.6 – Valeurs de seuil dB/dt pour deux formes d'ondes de gradient, tracées par rapport à la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE	254
Figure AA.7 – Valeur de seuil de dB/dt pour une forme d'onde de gradient sinusoïdale, en fonction du nombre de demi-périodes dans la forme d'onde	254
Figure AA.8 – Limites du TAS pour la masse exposée d'un PATIENT	258
 Tableau 201.101 – Liste des symboles et abréviations	150
Tableau 201.102 – Valeurs de rhéobase par type de système de gradient	173
Tableau 201.103 – Coefficients de pondération pour la sommation de la sortie maximale O_j par unité de gradient	174
Tableau 201.104 – Limites de températures	174
Tableau 201.105 – Limites de TAS pour les bobines d'émission volumique	176
Tableau 201.106 – Limites de TAS pour les bobines d'émission localisées	177
Tableau 201.107 – Limites FPO applicables aux SYSTÈMES A RM cylindriques	188
Tableau 201.D.101 – ~~Exemples de signaux d'avertissement et de signaux d'interdiction~~ Signaux de sécurité à RM	195
Tableau 201.D.102 – Symboles pour bobines RF	197
Tableau 201.D.101 – Symboles pour RM conditionnelle	198
~~Tableau AA.1 – Normes professionnelles de champ statique~~	
Tableau AA.1 – Aperçu des effets physiologiques sur les humains, les animaux et les systèmes de modèles pour les expositions aux champs magnétiques à des intensités de champ adaptées à l'IRM. Les implications des effets mentionnés dans le rapport sont évaluées dans la dernière colonne	216

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

**Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base
et les performances essentielles des appareils à résonance
magnétique utilisés pour le diagnostic médical**

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

DÉGAGEMENT DE RESPONSABILITÉ

Cette version consolidée n'est pas une Norme IEC officielle, elle a été préparée par commodité pour l'utilisateur. Seules les versions courantes de cette norme et de son(s) amendement(s) doivent être considérées comme les documents officiels.

Cette version consolidée de l'IEC60601-2-33 porte le numéro d'édition 3.2. Elle comprend la troisième édition (2010-03) [documents 62B/777/FDIS et 62B/782/RVD], ses corrigenda 1 (mars 2012) et 2 (février 2016), son amendement 1 (2013-04) [documents 62B/884/CDV et 62B/904/RVC] et son amendement 2 (2015-06) [documents 62B/977/FDIS et 62B/987/RVD]. Le contenu technique est identique à celui de l'édition de base et à ses amendements.

Dans cette version Redline, une ligne verticale dans la marge indique où le contenu technique est modifié par les amendements 1 et 2. Les ajouts et les suppressions apparaissent en rouge, les suppressions étant barrées. Une version Finale avec toutes les modifications acceptées est disponible dans cette publication.

La Norme internationale IEC 60601-2-33 a été établie par le sous-comité IEC 62B: Appareils d'imagerie de diagnostic, du comité d'études 62 de l'IEC: Équipements électriques dans la pratique médicale.

Cette édition de l'IEC 60601-2-33 est basée sur le deuxième amendement de l'Édition 2. Elle a également été adaptée à la troisième édition de l'IEC 60601-1 (2005), des modifications techniques ayant été introduites le cas échéant.

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/IEC, Partie 2.

Dans la présente norme, les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- Exigences et définitions: caractères romains.
- *Modalités d'essais: caractères italiques.*
- Les indications de nature informative apparaissant hors des tableaux, comme les notes, les exemples et les références: petits caractères. Le texte normatif à l'intérieur des tableaux est également en petits caractères.
- TERMES DEFINIS A L'ARTICLE 3 DE LA NORME GENERALE, DANS LA PRESENTE NORME PARTICULIERE OU COMME NOTES: PETITES MAJUSCULES.

Concernant la structure de la présente norme, le terme:

- "article" désigne l'une des dix-sept sections numérotées dans la table des matières, avec toutes ses subdivisions (par exemple, l'Article 7 inclut les paragraphes 7.1, 7.2, etc.);
- "paragraphe" désigne une subdivision numérotée d'un article (par exemple, 7.1, 7.2 et 7.2.1 sont tous des paragraphes appartenant à l'Article 7).

Dans la présente norme, les références à des articles sont précédées du mot "Article" suivi du numéro de l'article concerné. Dans la présente norme particulière, les références aux paragraphes utilisent uniquement le numéro du paragraphe concerné.

Dans la présente norme, la conjonction "ou" est utilisée avec la valeur d'un "ou inclusif", ainsi un énoncé est vrai si une combinaison des conditions quelle qu'elle soit est vraie.

Les formes verbales utilisées dans la présente norme sont conformes à l'usage donné à l'Annexe H des Directives ISO/IEC, Partie 2. Pour les besoins de la présente norme:

- "devoir" mis au présent de l'indicatif signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "il convient/il est recommandé" signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est recommandée mais n'est pas obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "pouvoir" mis au présent de l'indicatif est utilisé pour décrire un moyen admissible pour satisfaire à une exigence ou à un essai.

Lorsqu'un astérisque (*) est utilisé comme premier caractère devant un titre, ou au début d'un alinéa ou d'un titre de tableau, il indique l'existence d'une ligne directrice ou d'une justification à consulter à l'Annexe AA.

Une liste de toutes les parties de la série IEC 60601, publiées sous le titre général: *Appareils électromédicaux*, est disponible sur le site web de l'IEC.

Le comité a décidé que le contenu de la publication de base et de ses amendements ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- reconduite,
- supprimée,
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.

IMPORTANT – Le logo "*colour inside*" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

* INTRODUCTION

La présente norme particulière est écrite à un moment où l'évolution technique des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE est en rapide progrès et les fondements scientifiques de leur utilisation sûre sont constamment en évolution.

Cette norme internationale traite des aspects techniques des SYSTEMES A RM et des APPAREILS A RM destinés au diagnostic médical, relatifs à la sécurité des PATIENTS examinés avec ce système, du PERSONNEL RM associé à son fonctionnement et impliqué dans le développement, la fabrication, l'installation et l'entretien des SYSTEMES A RM. Lorsque les limites d'exposition aux champs électromagnétiques des PATIENTS et du PERSONNEL RM sont établies, ces limites n'impliquent pas que de tels niveaux d'exposition puissent être considérés comme acceptables pour les personnes travaillant dans d'autres environnements professionnels et pour le grand public. Ces limites représentent un équilibre délicat entre les risques encourus par les PATIENTS et le PERSONNEL RM et les avantages dont bénéficient les PATIENTS.

Les aspects d'organisation de la sécurité relèvent de l'ORGANISME RESPONSABLE. Cette tâche comprend une formation appropriée du personnel, des règles d'accès aux SYSTEMES A RM, une qualification du personnel concernant les décisions relatives à la sécurité, une définition de la responsabilité médicale et des exigences spécifiques pour le personnel en raison de la responsabilité qu'il a lorsque le PATIENT se trouve à l'intérieur ou à proximité du SYSTEME A RM.

Des exemples de tels aspects d'organisation sont:

- un fonctionnement dans un MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU;
- des procédures d'urgence pour la réanimation du PATIENT qui se trouve dans le SYSTEME A RM;
- des procédures d'urgence après un ETOUFFEMENT (QUENCH en anglais) de l'aimant supraconducteur lorsqu'il se produit;
- l'établissement et le maintien d'un protocole pour l'examen du PATIENT afin de rechercher des contre-indications ou des conditions qui peuvent affecter l'exposition acceptable
- Des règles pour la SURVEILLANCE COURANTE et pour la SURVEILLANCE MEDICALE du PATIENT pendant l'examen.
- Des règles pour réduire et limiter l'exposition aux champs électromagnétiques du PERSONNEL RM.

Une justification complète est donnée à l'Annexe AA pour certaines définitions et exigences afin de fournir à l'utilisateur de cette norme l'accès le plus complet possible aux documents sources qui ont été utilisés en appui des différentes considérations, pendant la rédaction.

Les relations entre cette Norme Particulière et l'IEC 60601-1 et les normes collatérales sont expliquées aux paragraphes 201.1.3 et 201.1.4.

Les limites d'exposition au champ électromagnétique nécessaires présentées dans cette norme pour le PERSONNEL RM ne dépasseront jamais celles autorisées pour les patients. On compte sur le fait que les limites d'exposition autorisées pour un patient et pour le PERSONNEL RM les protègent des effets négatifs sur la santé et des risques inacceptables.

Pour l'exposition aux champs magnétiques statiques, on s'attend à des effets physiologiques et sensoriels subjectifs à court terme. Ils influencent le bien être du PERSONNEL RM de manière marginale et uniquement pendant ou brièvement après l'exposition.

L'exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et aux champs d'émission RF n'entraîne normalement pas d'effets sensoriels et physiologiques à court terme pour le BRM.

En outre, aucune base théorique ni expérimentale concernant les effets biologiques cumulatifs sur les êtres humains résultant de l'exposition aux niveaux autorisés n'est communément reconnue.

Les exigences pour l'exposition au bruit acoustique sont différentes pour les patients et le PERSONNEL RM.

INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 1

Le présent amendement a été publié pour aligner l'IEC 60601-2-33:2010 avec les corrections techniques introduites par l'Amendement 1 (2012) à l'IEC 60601-1:2005.

INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 2

Le présent Amendement 2 a été développé afin d'augmenter la limite du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU applicable au champ statique entre 4 T et 8 T, compte tenu des ouvrages de référence scientifiques de la FDA, de l'ICNIRP et d'autres ouvrages de référence examinés par les pairs. De plus, une option non obligatoire, l'OPTION À PARAMÈTRES FIXES: MISE EN ŒUVRE ÉLÉMENTAIRE (FPO:B), est introduite afin de limiter les gradients d'amplitude de sortie des champs magnétiques et RF (de crête et efficaces) pour le balayage des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle. Par conséquent, le présent amendement propose un contenu rédactionnel pour les instructions d'utilisation afin de guider les utilisateurs dans le balayage des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle.

Par ailleurs, les références aux normes collatérales récemment publiées ont été mises à jour.

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical

201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes

L'Article 1 de la norme¹⁾ générale s'applique, avec l'exception suivante:

201.1.1 Domaine d'application

Remplacement:

La présente Norme internationale s'applique à la SECURITE DE BASE et AUX PERFORMANCES ESSENTIELLES relatives aux SYSTEMES et aux APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE, désignés ci-après comme APPAREILS ELECTROMEDICAUX (EM).

La présente norme ne prend pas en compte l'application des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE au-delà de leur UTILISATION PREVUE.

Si un article ou un paragraphe spécifique s'applique uniquement aux APPAREILS ou aux SYSTEMES EM, son titre et son contenu l'indique. Si ce n'est pas le cas, l'article ou le paragraphe s'applique soit aux APPAREILS EM soit aux SYSTEMES EM, suivant le cas.

La norme ne formule pas ~~les exigences de PERFORMANCES ESSENTIELLES relatives aux d'exigences spécifiques relatives aux APPAREILS À RM ou aux SYSTÈMES À RM utilisés dans les EXAMENS RM INTERVENTIONNELS.~~

201.1.2 Objectif

Remplacement:

La présente norme particulière a pour objet d'établir des exigences particulières relatives à la SECURITE DE BASE et aux PERFORMANCES ESSENTIELLES pour les APPAREILS A RM en matière de protection pour le PATIENT et le PERSONNEL RM.

NOTE La présente norme part du principe que le PERSONNEL RM bénéficie d'un suivi médical approprié, et est correctement formé et instruit en ce qui concerne ses responsabilités.

201.1.3 Normes collatérales

Addition:

La présente norme particulière fait référence aux normes collatérales applicables indiquées à l'Article 2 de la norme générale et à l'Article 201.2 de la présente norme.

L'IEC 60601-1-2:2007 2014 s'applique avec les modifications données à l'Article 202. L'IEC 60601-1-3, l'IEC 60601-1-10, l'IEC 60601-1-11 et l'IEC 60601-1-12 ne s'appliquent pas. Toutes les autres normes collatérales publiées dans la série IEC 60601-1 s'appliquent telles qu'elles sont publiées.

¹⁾ La norme générale est l'IEC 60601-1:2005+A1:2012, Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles

201.1.4 Normes Particulières

Remplacement:

Dans la série IEC 60601, des normes particulières peuvent modifier, remplacer ou supprimer des exigences contenues dans la norme générale et dans les normes collatérales en fonction de ce qui est approprié à l'APPAREIL EM considéré, et elles peuvent ajouter d'autres exigences de SECURITE DE BASE et de PERFORMANCES ESSENTIELLES.

Une exigence d'une norme particulière prévaut sur l'exigence correspondante de la norme générale.

Pour plus de concision, l'IEC 60601-1 est désignée dans la présente norme particulière comme la norme générale. Les normes collatérales sont désignées par leur numéro de document.

La numérotation des articles et paragraphes de la présente norme particulière correspond à celle de la norme générale avec le préfixe "201" (par exemple 201.1 dans la présente norme aborde le contenu de l'Article 1 de la norme générale) ou de la norme collatérale applicable avec le préfixe "20x", où x est (sont) le (les) dernier(s) chiffre(s) du numéro de document de la norme collatérale (par exemple 202.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-2, 203.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-3, etc.). Les modifications apportées au texte de la norme générale sont spécifiées par l'utilisation des termes suivants:

"Remplacement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est remplacé complètement par le texte de la présente norme particulière.

"Addition" signifie que le texte de la présente norme particulière vient s'ajouter aux exigences de la norme générale ou de la norme collatérale applicable.

"Amendement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est modifié comme indiqué dans la présente norme particulière.

Les paragraphes, les figures ou les tableaux qui sont ajoutés à la norme générale sont numérotés à partir de 201.101. Cependant, étant donné que les définitions dans la norme générale sont numérotées de 3.1 à 3.139, les définitions supplémentaires dans la présente norme sont numérotées à partir de 201.3.201. Les annexes complémentaires sont nommées AA, BB, etc., et les points complémentaires aa), bb), etc.

Les paragraphes, les figures ou les tableaux qui sont ajoutés à une norme collatérale sont numérotés à partir de 20x, où "x" est le chiffre de la norme collatérale, par exemple 202 pour l'IEC 60601-1-2, 203 pour l'IEC 60601-1-3, etc.

L'expression "la présente norme" est utilisée pour se référer à la norme générale, à toutes les normes collatérales applicables et à la présente norme particulière, considérées ensemble.

Lorsque la présente norme particulière ne comprend pas d'article ou de paragraphe correspondant, l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien qu'il puisse être sans objet, s'applique sans modification; lorsqu'il est demandé qu'une partie quelconque de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien que potentiellement pertinent, ne s'appliquent pas, cela est expressément mentionné dans la présente norme particulière.

201.2 Références normatives

NOTE Les références informatives sont indiquées dans la bibliographie, à partir de la page 210.

L'Article 2 de la norme générale s'applique, avec les exceptions suivantes:

Remplacement:

IEC 60601-1-2:2007 2014, *Appareils électromédicaux – Partie 1-2: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: ~~Compatibilité~~ Perturbations électromagnétiques – Exigences et essais*

IEC 60601-1-6:2010, *Appareils électromédicaux – Partie 1-6: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Aptitude à l'utilisation*
IEC 60601-1-6:2010/AMD1:2013

IEC 60601-1-8:2006, *Appareils électromédicaux – Partie 1-8: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Exigences générales, essais et guide pour les systèmes d'alarme des appareils et des systèmes électromédicaux*
IEC 60601-1-8:2006/AMD1:2012

Addition:

IEC 60601-1:2005, *Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*
Amendement 1:2012

NEMA MS 4:2006 2010, *Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging (MRI) devices* (disponible en anglais seulement)

NEMA MS 8:2008, *Characterization of the specific absorption rate (SAR) for magnetic resonance imaging systems* (disponible en anglais seulement)

201.3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans la IEC 60601-1:2005+A1:2012 ainsi que les suivants s'appliquent:

NOTE Un index des termes définis figure à la page 218. Une liste de symboles utilisés dans le document est proposée dans le Tableau 201.101.

Addition:

* 201.3.201

B_{1+RMS}

tensions efficaces (rms) de B_{1+} , ~~l'induction magnétique à radiofréquence RM pertinente~~

$$B_{1+RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}}$$

où t est le temps, et t_x est le temps d'évaluation intégration, ~~estimé au centre de la bobine d'émission de RF qui doit être toute période de 10 s sur la durée de la séquence entière~~

Note 1 à l'article: B_{1+} est issu de l'angle de basculement moyenné sur un volume d'ajustement, qui est généralement représenté par la plaque centrale axiale qui génère le signal RM.

201.3.202

VOLUME DE CONFORMITE

espace accessible au PATIENT dans lequel la conformité du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est inspectée

Dans l'APPAREIL A RM avec un AIMANT CYLINDRIQUE POUR CORPS ENTIER, le VOLUME DE CONFORMITE est un cylindre dont l'axe coïncide avec l'axe de l'aimant, d'un rayon de 0,20 m et une longueur égale à celle de la bobine de gradient.

Dans l'APPAREIL A RM avec un AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL et un SYSTEME DE GRADIENT DE CORPS ENTIER, le VOLUME DE CONFORMITE est un cylindre aligné avec l'axe du patient, de longueur égale au diamètre de la bobine de gradient et un diamètre de 0,40 m ou égal à la distance entre les pôles de l'aimant, même si elle est inférieure.

Dans tout autre APPAREIL A RM, le VOLUME DE CONFORMITE est le volume dans lequel toute partie du corps d'un PATIENT peut être positionnée correctement, conformément à l'utilisation prévue de l'APPAREIL A RM

201.3.203

ZONE A ACCES CONTROLE

zone **autour du SYSTEME A RM**, dont l'accès est contrôlé, ~~pour des raisons de sécurité empêcher tout DOMMAGE occasionné par le champ magnétique~~

Note 1 à l'article: La ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ n'est pas identique à l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL ou à l'EMPLACEMENT SPÉCIAL tel que défini dans l'IEC 60601-1-2:2014.

201.3.204

TEMPERATURE INTERNE

température moyenne du noyau du corps

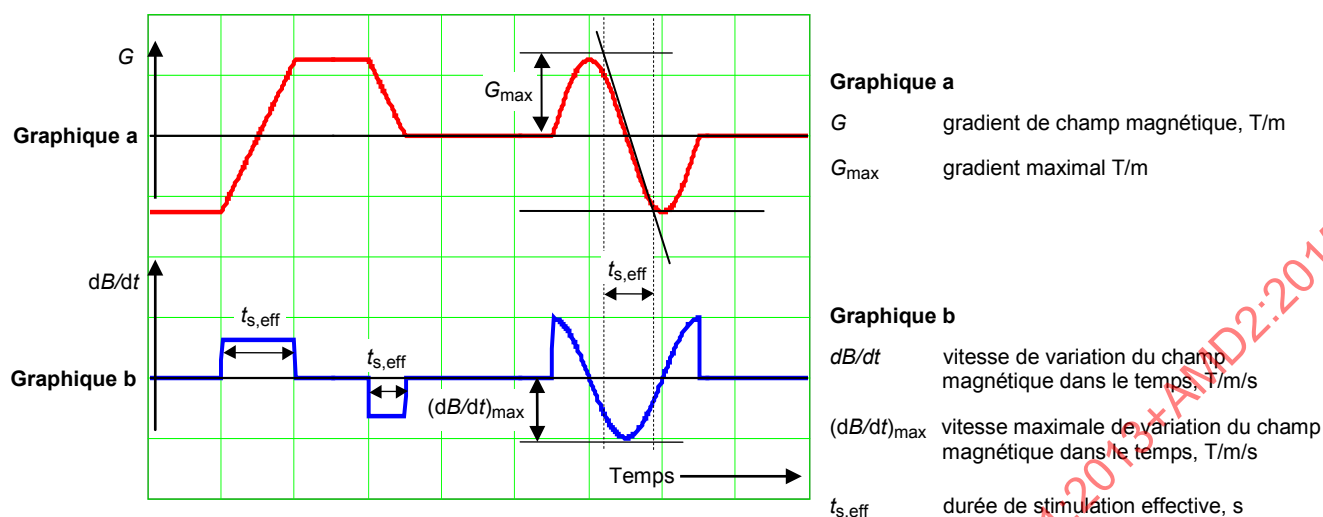
NOTE La température du noyau est généralement égale à la température rectale, sublinguale, ou tympanique. Des représentations plus fiables de TEMPERATURE INTERNE sont les températures œsophagique ou artérielle. Les températures du cerveau sont des TEMPERATURES INTERNES.

201.3.205

DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE

$t_{s,eff}$

durée de toute période du gradient monotonique augmentant ou diminuant, utilisée pour décrire ses limites pour la stimulation cardiaque ou du nerf périphérique, définie comme le rapport de la variation de champ de crête à crête et de la valeur maximale de la dérivée temporelle du gradient dans cette période (voir la Figure 201.101)



IEC 402/10

Trois périodes de variation monotonique du gradient G sont présentées sur le graphique a. Le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE correspondant dB/dt est représenté sur le graphique b et la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE $t_{s,eff}$ est indiquée.

Figure 201.101 – Forme d'onde de gradient et DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE

201.3.206

UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP

dispositif pour désactiver un aimant supraconducteur ou résistif en cas d'urgence

* 201.3.207

TEMPERATURE AMBIANTE

température [°C] d'une enceinte "noire" uniforme (isotherme) dans laquelle un occupant pourrait échanger la même quantité de chaleur par rayonnement et convection que dans un environnement non uniforme réel

NOTE Pour le calcul de la TEMPERATURE AMBIANTE voir la justification en Annexe AA.

201.3.208

MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU

mode de fonctionnement de l'APPAREIL A RM pour lequel une ou plusieurs caractéristiques de sortie atteignent une valeur pouvant provoquer une contrainte physiologique aux PATIENTS, qu'il est nécessaire de contrôler par SURVEILLANCE MEDICALE

201.3.209

GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE

paramètre caractérisant les caractéristiques de gradient telles que la vitesse de variation de l'amplitude du champ magnétique ou le champ électrique induit par une ou plusieurs UNITES DE GRADIENT dans des conditions spécifiées et pour une position spécifiée

201.3.210

UNITE DE GRADIENT

toutes les bobines et les amplificateurs de gradient qui produisent ensemble un gradient de champ magnétique le long de l'un des axes du système de coordonnées de l'APPAREIL A RM

201.3.211

BOBINE D'EMISSION RF POUR LA TETE

BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE pouvant être utilisée dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour un EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE de la tête des PATIENTS

201.3.212

TAS POUR LA TÊTE

TAS moyenné sur la masse de la tête et sur une durée spécifiée

*** 201.3.213**

EXAMENS D'INTERVENTION PAR RM

EXAMEN PAR RM appliqué pour guider un mode opératoire médical (y compris intrusif) tel qu'une biopsie ou le traitement d'une lésion

201.3.214

ISOCENTRE

dans les APPAREILS A RM, point zéro des gradients de codage spatial

NOTE 1 En général, cela correspond également à la zone de homogénéité de champ magnétique la plus élevée.

[IEC 62464-1:2007, définition 3.1.15]

NOTE 2 En général, correspond à la position dans le système ciblé pour l'imagerie.

201.3.215

BOBINE D'ÉMISSION RF LOCALISÉE

bobine d'émission RF différente d'une BOBINE D'ÉMISSION RF VOLUMIQUE

201.3.216

TAS LOCALISÉ

TAS moyenné sur 10 g d'un quelconque tissu du corps et sur une durée spécifiée

*** 201.3.217**

RESONANCE MAGNETIQUE

RM

absorption par résonance de l'énergie électromagnétique par un ensemble de noyaux atomiques situés dans un champ magnétique

201.3.218

APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE

APPAREIL A RM

APPAREIL ELECTROMEDICAL qui est prévu pour des EXAMENS PAR RESONANCE MAGNETIQUE in vivo d'un PATIENT, comprenant tous les composants matériel et logiciel, du RESEAU D'ALIMENTATION à l'image affichée sur le moniteur

NOTE L'APPAREIL A RM est un SYSTEME ELECTROMEDICAL PROGRAMMABLE (PEMS, *Programmable Electrical Medical System*).

201.3.219

EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE

EXAMEN RM

processus d'acquisition de données sur un PATIENT par RESONANCE MAGNETIQUE

201.3.220

SYSTEME A RESONANCE MAGNETIQUE

SYSTEME A RM

ensemble d'APPAREILS A RM, d'ACCESSOIRES comprenant des moyens d'affichage, de commande, d'approvisionnements en énergie et la ZONE A ACCES CONTROLÉ le cas échéant

*** 201.3.221**

PERSONNEL POUR LA RESONANCE MAGNETIQUE

PERSONNEL RM

personne qui, en raison de sa profession, est amenée à pénétrer dans la ZONE À ACCES CONTROLÉ ou dans une zone équivalente du SYSTEME À RESONANCE MAGNETIQUE

NOTE Les autres personnes s'occupant du PATIENT, comme les bénévoles ou le personnel soignant, ne sont pas concernées par cette définition. Cependant, les OPERATEURS et le personnel de maintenance sont inclus dans cette définition (voir la justification).

201.3.222

TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT

vitesse de variation du gradient obtenue en commutant l'UNITE DE GRADIENT entre ses intensités maxima spécifiées G_{+max} et G_{-max} en un temps de variation le plus court possible pouvant être obtenu dans des conditions normales de balayage

* 201.3.223

SURVEILLANCE MEDICALE

prise en charge / gestion médicale adéquate des PATIENTS pouvant être exposés à des risques du fait de certains paramètres d'exposition de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, soit à cause de la condition médicale du PATIENT, soit à cause des niveaux d'exposition, soit pour les deux raisons à la fois

201.3.224

MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL

mode de fonctionnement de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour lequel aucune des caractéristiques de sortie n'a une valeur pouvant provoquer une contrainte physiologique aux PATIENTS

201.3.225

TAS POUR UNE PARTIE DU CORPS

moyenne TAS sur la masse du corps qui est exposée par la BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE, et sur une durée spécifiée

201.3.226

RESULTAT DE SNP

valeur qui évalue le niveau de stimulation du nerf périphérique (SNP) pour le PATIENT

201.3.227

NIVEAU DE SEUIL DE SNP

valeur du RESULTAT DE LA SNP relatif au début de la sensation de SNP pour le PATIENT

201.3.228

ETOUFFEMENT (QUENCH EN ANGLAIS)

transition de la conductivité électrique d'une bobine, qui véhicule un courant, d'un état de supraconduction à la conductivité normale, provoquant une évaporation rapide du fluide cryogénique et la décroissance du champ magnétique

201.3.229

SURVEILLANCE COURANTE

surveillance courante du PATIENT effectuée par le personnel responsable tel que l'OPERATEUR et le personnel de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et qui consiste, suivant le cas, en un contact auditif et/ou visuel avec le PATIENT, au cours de l'EXAMEN PAR RM

201.3.230

BOBINE D'EXPLORATION

bobine de petit diamètre utilisée dans un essai de conformité pour mesurer le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE

201.3.231

MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU

mode de fonctionnement de l'APPAREIL A RM pour lequel une ou plusieurs caractéristiques de sortie atteignent une valeur pouvant générer un risque important pour les PATIENTS,

pour lequel une approbation éthique explicite est nécessaire (c'est-à-dire un protocole d'études sur l'homme approuvé selon les exigences locales)

201.3.232

SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE

système de gradient pouvant être utilisé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour un usage spécifique

NOTE Un exemple de SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE est un système de gradient qui peut être incorporé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour permettre l'examen spécial de la tête du PATIENT.

*** 201.3.233**

TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE

TAS

puissance haute fréquence absorbée par unité de masse (W/kg)

201.3.234

VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LE TEMPS

dB/dt

vitesse de variation de la densité du flux magnétique dans le temps (T/s)

Note 1 à l'article: La vitesse de variation du champ magnétique dans le temps dB/dt est supposée être évaluée dans une plage de basses fréquences adaptée (par exemple < 5 kHz) afin d'ignorer les effets de l'ondulation de l'amplificateur de commutation.

201.3.235

AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL

aimant pour lequel le champ est perpendiculaire à la direction axiale du PATIENT

201.3.236

BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE

bobine d'émission RF, pouvant être utilisée dans un APPAREIL A RM, qui produit un champ RF homogène sur un volume étendu englobé par la bobine

NOTE La BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE peut être une BOBINE D'EMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER, une BOBINE D'EMISSION RF POUR LA TETE ou une BOBINE D'EMISSION RF conçue pour l'exposition homogène d'une partie spécifique du corps. Une bobine à simple boucle entourant le corps ou une partie du corps est considérée comme une BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE (exemple: bobine de poignet à simple boucle).

201.3.237

SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER

système de gradient pouvant être utilisé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

201.3.238

AIMANT POUR LE CORPS ENTIER

aimant pouvant être utilisé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

201.3.239

APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

APPAREIL A RM POUR LE CORPS ENTIER

APPAREIL A RM de taille suffisante pour permettre un EXAMEN PAR RM du corps entier et un EXAMEN PAR RM d'une partie du corps de PATIENTS adultes. Il peut être équipé de BOBINES D'EMISSION RM VOLUMIQUES, de BOBINES D'EMISSION RF LOCALISEES et d'un SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE

201.3.240

BOBINE D'EMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER

BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE de taille suffisante pour les examens du corps entier de PATIENTS adultes

201.3.241**TAS POUR LE CORPS ENTIER**

moyenne TAS sur la masse totale du corps pendant une durée spécifiée

201.3.242**OPTION À PARAMÈTRES FIXES****FPO**

option des modes existants (c'est-à-dire MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL ou MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU), qui spécifie un ensemble de valeurs limites opérationnelles pour le champ RF et le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNÉTIQUE admissibles et le B_0 spécifié de l'APPAREIL À RM dans un EXAMEN PAR RM

Note 1 à l'article: L'abréviation «FPO» est dérivée du terme anglais développé correspondant «FIXED PARAMETER OPTION»

201.3.243**OPTION À PARAMÈTRES FIXES: MISE EN ŒUVRE ÉLÉMENTAIRE****FPO:B**

“élémentaire” désigne une mise en œuvre spécifique de l'option FPO, exclusivement pour les SYSTÈMES À RM de 1,5 T

Note 1 à l'article: L'abréviation «FPO:B» est dérivée du terme anglais développé correspondant «FIXED PARAMETER OPTION: BASIC»

201.3.244 **B_{1+}**

composante du champ de RF dans le châssis rotatif qui est utile pour incliner la magnétisation nucléaire

201.3.245 **B_{1+} CRÊTE**

amplitude de crête de B_{1+}

*** 201.3.246** **$(|dB/dt| \text{ CRÊTE})_{FPO}$**

vitesse maximale de variation de l'amplitude du champ magnétique dans le temps pendant l'EXAMEN PAR RM, évaluée à l'emplacement défini pour l'OPTION FPO, c'est-à-dire une surface qui offre une distance dans l'air de 5 cm par rapport à l'encombrement du volume accessible du PATIENT

*** 201.3.247** **$(|dB/dt| \text{ EFF})_{FPO}$**

valeur efficace (eff.) de l'amplitude de la vitesse de variation du champ magnétique dans le temps pour l'option FPO

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right|_{RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

où t est le temps, et t_x est le temps d'intégration. dB_{FPO}/dt est une estimation de modèle conservatif du champ magnétique associé aux commutations de gradient

201.3.248**POURCENTAGE DE VARIATION**

laps de temps au cours duquel tout gradient varie à un taux quelconque

201.3.249

RADIOFRÉQUENCE (RF) À POLARISATION CIRCULAIRE

excitation RF avec laquelle les deux modes électromagnétiques principaux de la BOBINE D'ÉMISSION RF VOLUMIQUE sont pilotés avec une amplitude égale et un déphasage de 90°

Note 1 à l'article: Ce pilotage est désigné comme "CP" sur les interfaces utilisateur et dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

Note 2 à l'article: La radiofréquence à polarisation circulaire est également qualifiée couramment de pilotage en quadrature

* 201.3.250

GRADIENT DE CHAMP SPATIAL

SFG

vitesse de variation du champ magnétique principal dans l'espace $|\nabla|\vec{B}||$, exprimée en [T/m]

Note 1 à l'article: Les forces magnétiques d'attraction exercées sur les objets ferromagnétiques magnétisables ou saturés s'échelonnent de manière linéaire avec SFG.

Note 2 à l'article: L'abréviation «SFG» est dérivée du terme anglais développé correspondant «spatial field gradient».

Tableau 201.101 – Liste des symboles et abréviations

Symbole	Unité SI	Définition
B_0	T	Champ magnétique statique
B_{1+}	T	Induction magnétique du champ magnétique haute fréquence
B_{1+RMS}	T	Tensions efficaces de B_{1+}
dB/dt	T/s	VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LE TEMPS (dB/dt)
E	V/m	Champ électrique induit par les commutations de gradient
G	T/m	Gradient de champ magnétique
$L01$	V/m ou T/s	Limite du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL
$L12$	V/m ou T/s	Limite du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU
O	en fonction du contexte	RESULTAT DE SNP
O_i	en fonction du contexte	RESULTAT DE SNP PAR UNITE DE GRADIENT
rb	V/m ou T/s	Rhéobase
TAS	W/kg	TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE (TAS)
$t_{s,eff}$	ms	DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE
t_{TAS}	min	Temps de moyennage pour la détermination du TAS
T	°C	Température
w_i	aucune	Coefficient de pondération par UNITE DE GRADIENT reliant le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE de cette unité par rapport à la limite

201.4 Exigences générales

L'Article 4 de la norme générale s'applique, avec l'exception suivante:

201.4.3 PERFORMANCE ESSENTIELLE

Addition:

NOTE 101 ~~Aucune exigence en matière de PERFORMANCES ESSENTIELLES n'a été identifiée pour les APPAREILS À RM dans le domaine d'application de la norme.~~ Concernant les fonctions des APPAREILS À RM couverts par la présente norme, aucune exigence spécifique en matière de PERFORMANCES ESSENTIELLES n'a été identifiée. D'autres fonctions des APPAREILS À RM peuvent constituer des PERFORMANCES ESSENTIELLES. Voir la norme générale pour les exigences concernant le DOSSIER DE GESTION DES RISQUES du FABRICANT pour couvrir l'analyse des PERFORMANCES ESSENTIELLES des APPAREILS À RM.

201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM

L'Article 5 de la norme générale s'applique, comme suit:

201.5.7 Pré-conditionnement humide

Addition:

Pour ~~ces SYSTEMES RM~~ les **SYSTÈMES À RM et APPAREILS À RM** qui ne doivent être utilisés que dans des environnements contrôlés, comme spécifié dans la description technique, aucun préconditionnement humide n'est nécessaire.

NOTE Un environnement contrôlé n'est pas identique à une ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ.

201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM

L'Article 6 de la norme générale s'applique.

201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM

L'Article 7 de la norme générale s'applique, comme suit:

201.7.2 Marquage sur l'extérieur des APPAREILS EM ou parties d'APPAREILS EM

201.7.2.13 Effets physiologiques (signes de sécurité et avertissements)

Addition:

Les signes de sécurité applicables ISO 7010-W005 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 1) et ISO 7010-W006 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 2) doivent être placés à l'entrée de la ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ. Les signes de sécurité peuvent être accompagnés d'un texte expliquant que le champ magnétique est toujours présent, mais que l'émission de champs électromagnétiques (EMF) est limitée à la situation dans laquelle l'APPAREIL À RM effectue un balayage.

Pour les APPAREILS À RM ne nécessitant pas de ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ, la nécessité et l'emplacement des signes de sécurité doivent être décrits dans le DOSSIER DE GESTION DES RISQUES par le FABRICANT.

Des informations doivent être fournies dans les instructions d'utilisation concernant les effets physiologiques liés aux APPAREILS À RM

201.7.9 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

201.7.9.1 Généralités

Addition:

Il convient que les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT fournissent les informations suffisantes à l'ORGANISME RESPONSABLE pour lui permettre de se conformer aux règles et exigences locales pour les limites d'exposition appropriées pour le PATIENT et LE PERSONNEL RM.

201.7.9.2 Instructions d'utilisation

201.7.9.2.10 Messages

Remplacement:

Les instructions d'utilisation doivent énumérer tous les messages système, les messages d'erreur et les messages de pannes générés suite à des problèmes de sécurité à moins que ces messages ne soient auto-explicatifs.

201.7.9.2.17 APPAREIL EM émettant un rayonnement

Addition:

NOTE Les instructions d'utilisation, 201.7.9.2.101, et la fiche de spécifications techniques de compatibilité de la description technique, 201.7.9.3.101, fournissent des informations détaillées relatives aux champs électromagnétiques de l'APPAREIL À RM.

Addition:

* 201.7.9.2.101 Instructions d'utilisation des APPAREILS A RM

* a) Examen préalable du PATIENT et du PERSONNEL RM

Les instructions d'utilisation doivent fournir à l'ORGANISME RESPONSABLE des recommandations claires concernant l'examen préalable des PATIENTS et du PERSONNEL RM. Cela s'applique en particulier aux PATIENTS et au PERSONNEL RM qui pourraient se trouver en situation de risque du fait de leur activité professionnelle, de leurs antécédents médicaux, de leur état de santé actuel et/ou de l'environnement physique de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE. Ces instructions doivent indiquer la nécessité d'effectuer un programme d'examens préalables en vue d'identifier de tels PATIENTS et le PERSONNEL RM à risque et doivent fournir des recommandations pour protéger de manière adéquate ces PATIENTS contre des blessures. Pour le PERSONNEL RM et le PATIENT en particulier le risque découlant de l'activité professionnelle passée, susceptible d'avoir provoqué une implantation accidentelle de matériaux ferromagnétiques, doit être pris en considération.

Les catégories spécifiques suivantes de PATIENTS doivent être mentionnées:

- catégories de PATIENTS pour lesquels les EXAMENS PAR RM sont considérés comme étant contre-indiqués;
- catégories de PATIENTS ayant une probabilité plus forte que la normale d'avoir besoin d'un traitement médical d'urgence, indépendamment de l'environnement physique de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE;
- catégories de PATIENTS ayant une probabilité plus forte que la normale d'avoir besoin d'un traitement médical d'urgence du fait des valeurs élevées des champs appliqués, lorsque l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE peut fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, tel que décrit au paragraphe 201.12.4.101.

* b) SURVEILLANCE MEDICALE des PATIENTS

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent fournir à l'ORGANISME RESPONSABLE des recommandations claires en vue d'établir un programme de surveillance approprié aux catégories de PATIENTS décrites en 201.7.9.2.101 a) et aux modes de fonctionnement contrôlés de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE tels que définis en 201.3.208, 201.3.231 et 201.3.244.

Les instructions d'utilisation doivent:

- inclure la recommandation selon laquelle il convient que tous les PATIENTS doivent au moins faire l'objet d'une SURVEILLANCE COURANTE;
- si l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE peut fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU: donner la recommandation selon laquelle il convient que les procédures soient établies pour garantir que la SURVEILLANCE MEDICALE soit assurée à l'établissement du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU;
- si l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE comporte un MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU: inclure la notification selon laquelle le fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU exige l'approbation du protocole d'investigation d'études sur l'homme, conformément aux exigences locales (par exemple comité d'éthique, bureau d'investigation, etc. De plus, on doit indiquer qu'il convient que l'approbation locale établisse en particulier des limites pour le gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique, le TAS et l'intensité du champ statique.

* c) Procédures médicales d'urgence

Les instructions d'utilisation doivent donner à l'ORGANISME RESPONSABLE des recommandations claires afin de définir et de mettre en application des procédures médicales d'urgence spécifiques qui s'appliquent au PATIENT et qui tiennent compte de la présence du champ magnétique, de sorte que, si le PATIENT se sent malade ou est blessé par des causes externes au cours de l'EXAMEN PAR RM, un traitement médical puisse lui être administré aussi rapidement que possible.

Ces instructions doivent inclure des recommandations relatives à l'établissement d'une procédure destinée à soustraire rapidement les PATIENTS de l'influence magnétique (si nécessaire en utilisant l'UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP).

* d) Exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM au bruit acoustique excessif

Les instructions d'utilisation:

- doivent attirer l'attention sur la possibilité que les PATIENTS sous anesthésie puissent présenter une protection moindre que la normale contre la pression sonore élevée, de telle sorte qu'il convient de ne pas oublier d'utiliser un dispositif de protection auditive pour ces PATIENTS, même à des niveaux sonores modérés;
- doivent attirer l'attention sur le fait que, dans certains pays, il peut exister une législation concernant l'exposition au bruit des salariés;
- indiquer que pour les tâches dans la ZONE A ACCES CONTROLE pendant le balayage, le PERSONNEL RM doit porter une protection contre le bruit appropriée pour être conforme aux règles de protection du personnel contre le bruit;
- doivent attirer l'attention sur le risque de dommage auditif temporaire ou permanent si une protection appropriée contre le bruit n'est pas utilisée.

Pour les APPAREILS A RM pouvant produire un niveau de pression sonore efficace pondérée de type A ($L_{Aeq, 1h}$) de 99 dB(A), les INSTRUCTIONS D'UTILISATION:

- doivent indiquer que le niveau de pression sonore efficace pondérée de type A est mesuré conformément à NEMA MS 4: 2005 2010;
- doivent indiquer qu'une protection auditive doit être utilisée pour la sécurité du PATIENT et que cette protection auditive doit être suffisante pour réduire le niveau de pression sonore efficace pondérée de type A en dessous de 99 dB(A);
- doivent indiquer qu'une attention particulière et une formation spéciale de l'OPERATEUR est nécessaire pour le positionnement correct de la protection auditive, en particulier lorsque les oreillettes standard ne peuvent pas être utilisées ou quand aucune protection ne peut être appliquée, ce qui est le cas pour les nouveau-nés et les prématurés;

- doivent attirer l'attention par un avertissement selon lequel en raison de l'anxiété accrue, les niveaux de pression sonore acceptés peuvent encore être une préoccupation pour les femmes enceintes et les fœtus, les nouveau-nés, les nourrissons, les jeunes enfants et les personnes âgées;

NOTE 1 ~~Un signal d'avertissement adéquat est spécifié dans l'ISO 7010 :2003, Amendement 3 (2007). Le symbole de sécurité applicable est 7010-M003 (2011) (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 6).~~

* e) ZONE A ACCES CONTROLE

Lorsque l'installation d'une ZONE A ACCES CONTROLE est exigée pour l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE (voir en 201.7.9.3.101 a) et 202), les instructions d'utilisation:

- doivent indiquer clairement qu'il est de la responsabilité de l'ORGANISME RESPONSABLE de suivre les exigences réglementaires locales en ce qui concerne l'accès à la ZONE A ACCES CONTROLE;
- doivent spécifier, de préférence à l'aide d'un diagramme à échelle, les dimensions et la disposition de la ZONE À ACCES CONTROLE;
- doivent indiquer qu'il y a lieu d'établir des règles adéquates de contrôle d'accès à la ZONE A ACCES CONTROLE en fonction du risque potentiel pour les PATIENTS et pour le personnel à l'intérieur de la ZONE A ACCES CONTROLE du fait de l'attraction des objets contenant du fer ou d'autres matériaux magnétiques ou du fait du couple exercé sur de tels matériaux métalliques et du risque potentiel pour les personnes qui, entrant par mégarde dans la zone, peuvent être gênées par le dysfonctionnement possible de leurs implants médicaux, tels que les stimulateurs cardiaques;

NOTE 2 Pour des intensités de champs magnétiques inférieures à 0,5 mT, aucun contrôle administratif n'est exigé.

- doivent énumérer les APPAREILS et les outils spécifiés ou recommandés par le FABRICANT utilisables dans la ZONE À ACCES CONTROLE. Pour tous les APPAREILS, ACCESSOIRES ou outils énumérés, il convient de donner une description des mesures spéciales qui sont éventuellement nécessaires pour leur installation ainsi que les précautions particulières pour leur utilisation, si besoin;
- doivent indiquer clairement que les équipements périphériques, comprenant les dispositifs de surveillance du PATIENT, d'assistance vitale et les appareils de soins d'urgence, dont l'utilisation n'est pas spécifiée ou recommandée dans la ZONE A ACCES CONTROLE, peuvent être perturbés par les champs à haute fréquence ou par le champ magnétique périphérique de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, et que ces équipements périphériques peuvent également perturber le fonctionnement correct de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE;
- doivent expliquer la signification de l'étiquette du dispositif pour une RM sûre, une RM conditionnelle et une RM non sûre.

* f) Liquides et gaz cryogéniques

Pour les APPAREILS A RM équipés d'aimants supraconducteurs, les instructions d'utilisation doivent, afin d'éviter les accidents et les ETOUFFEMENTS (QUENCH):

- prescrire des dispositions convenables concernant l'alimentation en liquide cryogénique;
- recommander que le remplissage de cryogène soit effectué uniquement par du personnel qualifié et expérimenté;
- fournir des informations concernant l'entretien et l'examen de l'aimant, y compris le(s) niveau(x) de liquide cryogénique;
- fournir des informations concernant le(s) niveau(x) minimal(aux) de cryogène requis pour un fonctionnement normal;
- prescrire que des contrôles fréquents du (des) niveau(x) de cryogène soient effectués par l'ORGANISME RESPONSABLE;

- donner des informations claires relatives aux DANGERS potentiels liés à l'utilisation des liquides cryogéniques ainsi que des informations sur la manipulation correcte de ces liquides. Celles-ci doivent comprendre des informations concernant:

- le port de vêtements de protection pour éviter les gelures;

NOTE Les signaux de sécurité applicables mentionnés dans l'ISO 7010-M004 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 7) et l'ISO 7010-M009 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 8) sont adaptés à une installation à proximité de l'emplacement où est effectué le remplissage de cryogène.

- les procédures à effectuer après dégagement de gaz;
- les précautions relatives au manque d'oxygène;
- l'utilisation de récipients non magnétiques pour le cryogène en cours d'approvisionnement;
- les procédures à suivre si des matériaux inflammables sont trouvés à proximité du récipient de cryogène.

NOTE 3 L'oxygène liquide peut s'accumuler ou la concentration en oxygène gazeux peut augmenter à proximité du cryogène.

* g) Modes de fonctionnement

Les instructions d'utilisation doivent fournir des informations concernant la signification et le contexte de chacun des modes de fonctionnement: MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, et MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU, tels que définis en 201.12.4.101. Les instructions d'utilisation doivent également expliquer que les niveaux de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et de TAS pour les PATIENTS sont basés sur les documents scientifiques actuels concernant la sécurité et que le niveau d'exposition, la décision de quitter le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et le besoin possible de surveillance physiologique des PATIENTS doivent être une appréciation médicale des risques potentiels par rapport aux bénéfices pour les PATIENTS.

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent clairement exposer les exigences de chaque mode de fonctionnement:

- Pour les APPAREILS A RM fonctionnant en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, aucune indication ni mesure spécifique ne doit être affichée.
- Pour les APPAREILS A RM aptes à fonctionner selon le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, les propriétés de l'APPAREIL A RM en rapport avec les indications affichées avant la mise en service de ce mode et avec l'action intentionnelle à la mise en service de ce mode, comme prescrit en 201.12.4.101.4, doivent être indiquées. En outre, la SURVEILLANCE MEDICALE doit être recommandée, comme prescrit en 201.7.9.2.101 b).
- Pour les APPAREILS A RM aptes à fonctionner selon le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU, des mesures spécifiques de sécurité doivent être prises comme cela est prescrit en 201.12.4.101.5, pour empêcher une mise en route non autorisée en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU. Le fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU n'est permis qu'en application d'un protocole d'études sur l'homme approuvé selon les exigences locales, comme cela est prescrit en 201.7.9.2.101 b).

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent recommander qu'il convient de faire attention à la sécurité des PATIENTS en termes d'action intentionnelle de ces derniers et de la SURVEILLANCE MEDICALE nécessaire pour mettre en œuvre le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU ou en termes de mesures spécifiques de sécurité et d'approbation du protocole d'études d'investigation sur l'homme, selon les exigences locales requises pour mettre en œuvre le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU.

* h) Exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM au champ magnétique statique

Pour un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE qui est apte à fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU ou en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU pour le champ magnétique statique, les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent:

- expliquer les effets possibles que les PATIENTS et le PERSONNEL RM peuvent rencontrer quand le champ magnétique statique principal dépasse le niveau du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, prêtant une attention particulière aux effets qui peuvent être ressentis si la tête du PATIENT ou d'un membre du personnel est déplacée rapidement alors qu'elle se trouve à l'intérieur ou proche de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, comprenant des vertiges, des nausées et un goût métallique dans la bouche;
- recommander que le PATIENT reste immobile lorsqu'il est dans la région du champ magnétique statique élevé;
- fournir des informations sur les valeurs de B_0 dont l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE est capable;
- expliquer que quand le principal champ magnétique statique est supérieur à 3 T et inférieur à ~~4~~ 8 T, le SYSTEME A RM fonctionne de manière continue en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU et assure ainsi une SURVEILLANCE MEDICALE à tous les PATIENTS;
- expliquer qu'une formation adaptée doit être dispensée aux membres du PERSONNEL RM afin de limiter les effets nocifs pour la santé dus au champ magnétique statique élevé;
- expliquer les effets sur la santé relatifs au champ magnétique statique augmenté;
- expliquer les changements possibles dans la compatibilité RM des outils et accessoires utilisés par le PERSONNEL RM en fonction de la valeur du champ magnétique statique;
- expliquer que quand le principal champ magnétique statique est supérieur à ~~4~~ 8 T, le SYSTEME A RM fonctionne de manière continue en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE SECOND NIVEAU et assure ainsi une SURVEILLANCE MEDICALE à tous les PATIENTS. Expliquer que dans cette situation, LE PERSONNEL RM ne doit pas être autorisé à avoir accès à L'APPAREIL A RM sans autorisation spéciale.

i) Exposition du PATIENT aux champs magnétiques à variation temporelle

Pour les APPAREILS RM qui peuvent fonctionner à des niveaux de gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique au dessus du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL les instructions d'utilisation doivent:

- expliquer les effets possibles du niveau de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE sur les PATIENTS dans chaque mode de fonctionnement dont est muni l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, en attirant particulièrement l'attention sur les effets possibles sur le système nerveux périphérique et sur le cœur;
- fournir des informations sur le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dont l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE est capable dans chaque mode de fonctionnement;
- expliquer que l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE affichera une indication du mode de fonctionnement approprié quand la valeur du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dépasse les limites du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL;
- décrire le système de gradient comme un SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER ou comme un SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE et décrire le volume dans lequel le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est conforme.

j) Exposition du PATIENT aux champs magnétiques à radiofréquence

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent attirer l'attention sur les facteurs de risque qui peuvent augmenter la possibilité d'échauffements RF localisés excessifs du PATIENT et elles doivent décrire, pour l'OPERATEUR, les moyens d'atténuer ces facteurs de risque. Ces facteurs comprennent:

- la présence d'objets (métalliques) conducteurs ou d'implants dans la zone de sensibilité de la bobine d'émission RF. Tout vêtement contenant du fil métallique ou des composants métalliques et tous les autres objets métalliques tels que des montres, des pièces de monnaie, etc. doivent être retirés du PATIENT;
- l'utilisation de produits médicamenteux dans les timbres transdermiques qui peuvent provoquer des brûlures de la peau sous-jacente;
- le fait que le contact de peau -à- peau puisse former une boucle conductrice à travers une partie du corps, par exemple, contact intérieur de la cuisse -à- intérieur de l'autre cuisse, de mollet -à- mollet, de main -à- main, de main -à- corps, de cheville -à- cheville;
- la présence de vêtements humides;
- le placement du corps ou des extrémités contre la surface de la bobine d'émission RF;
- le contact entre le PATIENT et le câble de la bobine de réception RF et le cheminement du câble de la bobine RF à proximité de la bobine d'émission RF;
- la formation de boucles avec les câbles de la bobine de réception RF et les liaisons ECG;
- l'utilisation des électrodes d'ECG conditionnelles et des broches de raccordement pour RM. Informer l'OPERATEUR pour qu'il lise et suive attentivement les instructions d'utilisation. Informer l'OPERATEUR pour qu'il utilise toujours des électrodes qui n'ont pas dépassé leur date de validité.
- l'examen de PATIENTS sédatisés ou sans connaissance ou de PATIENTS dont une partie quelconque du corps a perdu sa sensibilité, par exemple, qui sont paralysés des bras ou des jambes et qui ne pourraient donc de ce fait alerter l'OPERATEUR en cas d'échauffement excessif et de dommage tissulaire associé;
- la présence de bobines de réception ou de câbles électriques non connectés qui restent dans la bobine d'émission RF au cours de l'examen.

Pour un APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE qui est apte à fonctionner à des niveaux de TAS au-dessus du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent:

- expliquer les effets possibles des valeurs élevées des différents types de TAS qui sont limitées par l'APPAREIL A RM, comme prescrit en 201.12.4.103;
- expliquer les effets possibles du TAS sur les PATIENTS pour chacun des modes de fonctionnement fournis par l'APPAREIL A RM, en prêtant une attention particulière à la sécurité des PATIENTS qui peuvent avoir des capacités de régulation thermique diminuées et dont la sensibilité à une augmentation de la température du corps peut être accrue (par exemple les PATIENTS fébriles et souffrant de décompensation cardiaque, ceux présentant une capacité de transpiration réduite, et les femmes enceintes). De plus, des informations décrivant l'importance des contrôles de l'environnement et l'effet de la TEMPERATURE AMBIANTE sur la montée de la TEMPERATURE INTERNE DU PATIENT doivent être fournies, ainsi que des recommandations sur les conditions environnementales du PATIENT;
- fournir des informations sur les valeurs de chaque type de TAS dont l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE est capable;
- expliquer que les limites des modes de fonctionnement pour le TAS POUR LE CORPS ENTIER indiquées en 201.12.4.103 sont prévues pour une TEMPERATURE AMBIANTE inférieure ou égale à 25 °C. En outre, les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent expliquer comment le TAS est contrôlé en-dehors de ces spécifications environnementales. Cette explication doit
 - spécifier que l'APPAREIL A RM ne doit pas être utilisé lorsque la TEMPERATURE AMBIANTE est supérieure à 25 °C, ou

- expliquer que la limite du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU pour TAS doit être réduite selon 201.12.4.103.2 (uniquement pour L'APPAREIL A RM qui a la capacité de mesurer la TEMPERATURE AMBIANTE);
- attirer l'attention sur des moyens de réduire le risque liés aux examens avec un TAS élevé, tels que la nécessité d'interruptions pour que le PATIENT se refroidisse, de vêtements légers pour le PATIENT et d'une ventilation adéquate de l'espace du PATIENT;
- expliquer que la valeur de B_{1+RMS} affichée sur le POSTE DE COMMANDE pour chaque séquence est une indication de l'intensité du champ magnétique RF. Il peut être utile de déterminer le RISQUE que représente le balayage d'un patient avec un implant actif ou passif.

* k) Exposition occupationnelle aux EMF

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent attirer l'attention sur le fait que le PERSONNEL RM peut être exposé aux champs électromagnétiques (EMF) émis par les APPAREILS A RM. Elles doivent fournir une quantité suffisante d'informations sur les risques découlant de ces expositions pour permettre la mise en place de modes opératoires de travail sécurisés pour le PERSONNEL RM. Les exigences appropriées de 201.7.9.2.101 i) et j) pour le PATIENT doivent également s'appliquer au PERSONNEL RM. Ces informations doivent également comprendre

- la spécification des zones auxquelles le PERSONNEL RM a un accès restreint, le cas échéant;
- les informations concernant les niveaux maximum d'exposition dans les zones accessibles par le PERSONNEL RM, exprimées en unités correctes pour le champ magnétique statique (voir 201.7.9.2.101 h) et 201.12.4.104), le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE (voir 201.7.9.2.101.i) et 201.12.4.102) et le champ d'émission de RF (voir 201.7.9.2.101 j) et 201.12.4.103) généré par L'APPAREIL A RM;
- des instructions suivant lesquelles les membres du PERSONNEL RM doivent recevoir des informations et une formation suffisantes pour effectuer l'ensemble de leurs tâches en sécurité, de manière à limiter leur exposition aux EMF émis par les APPAREILS A RM;
- une déclaration selon laquelle il est possible qu'une stimulation légère du nerf périphérique (SNP) soit induite pour le PATIENT et les membres du PERSONNEL RM lors de leur exposition aux gradients en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU;

Les facteurs de risques associés aux niveaux d'exposition attendus pour le PERSONNEL RM doivent être expliqués. Une description des manières pour le PERSONNEL RM de limiter les facteurs de risques doit être fournie.

Les facteurs connus auxquels prêter attention sont:

- l'effet physiologique possible de l'exposition au rayonnement RF consiste en une augmentation de la chaleur. L'exposition au rayonnement RF peut être réduite en demeurant à une distance suffisante de la bobine d'émission RF ou en réduisant la durée d'exposition lors du balayage;

L'effet physiologique possible de l'exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE consiste en une stimulation de nerf périphérique pour la personne exposée. En particulier, le PERSONNEL RM réalisant les EXAMENS RM INTERVENTIONNELS, doit être informé et formé car, bien que l'on ne s'attende pas à la stimulation du nerf périphérique, la SECURITE des PATIENTS ne doit pas être compromise pendant les procédures interventionnelles en raison de la stimulation du nerf périphérique. L'exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE peut être réduite en demeurant à une distance suffisante des bobines de gradient lors du balayage;

- Les effets physiologiques possibles de l'exposition au champ magnétique statique sont des étourdissements, des vertiges et un goût métallique dans la bouche pour la personne exposée. L'exposition au champ magnétique statique peut être limitée en restant à distance de l'aimant (pas seulement lors du balayage mais en permanence) et en évitant les mouvements rapides de la tête en présence du champ magnétique statique.

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION peuvent indiquer qu'il est communément admis qu'aucune publication n'atteste l'existence d'effets cumulatifs et/ou à long terme après l'exposition aux EMF émis par les APPAREILS A RM.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que des précautions supplémentaires sont conseillées pour les femmes enceintes faisant partie du PERSONNEL RM, bien qu'il n'existe actuellement aucune preuve épidémiologique d'effets nocifs pour la santé.

NOTE 4 Les règles locales peuvent s'appliquer.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que les limites indiquées pour le PERSONNEL RM peuvent ne pas s'appliquer s'il s'agit d'une femme enceinte. Dans certains pays, la limite indiquée pour "l'ensemble des personnes" peut s'appliquer au fœtus, ce qui implique que les femmes enceintes membres du PERSONNEL RM n'ont pas le droit de se trouver dans la salle d'examen lors du balayage.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que, dans certains pays, il peut exister une législation concernant des limites d'exposition aux EMF inférieures aux limites indiquées pour le PERSONNEL RM dans la présente norme.

* l) APPAREIL AUXILIAIRE

L'ORGANISME RESPONSABLE doit être averti du fait qu'il convient que toute application de dispositifs de surveillance physiologique et de détection sur le PATIENT ne soit pratiquée que sous la direction de l'ORGANISME RESPONSABLE et que cela relève de sa responsabilité.

Les instructions d'utilisation doivent prévenir l'ORGANISME RESPONSABLE et L'OPERATEUR que l'utilisation d'appareils auxiliaires, tels que les appareils de surveillance et d'enregistrement physiologiques et les bobines d'émission RF, qui n'ont pas été spécialement essayés et reconnus aptes pour un usage dans l'environnement de l'APPAREIL A RM, peut provoquer des brûlures ou d'autres lésions au PATIENT. Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent, de plus, prévenir l'ORGANISME RESPONSABLE et L'OPERATEUR que, même des dispositifs auxiliaires renseignés comme « RM sûre » ou « RM conditionnelle » et compatibles avec l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE ou les SYSTEMES A RM, peuvent provoquer des lésions si les instructions du FABRICANT, particulièrement en ce qui concerne le positionnement des connexions conductrices électriquement, ne sont pas suivies.

m) UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP

Les instructions d'utilisation doivent indiquer quand et comment il convient de mettre en route l'UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP, en cas d'urgence. Des exemples de situations qui nécessiteraient la coupure d'urgence du champ doivent être fournis.

NOTE 5 Les aimants permanents ne peuvent pas être désactivés en cas d'urgence.

n) Précautions anti-incendie

Les instructions d'utilisation doivent avertir l'ORGANISME RESPONSABLE qu'il convient que les précautions anti-incendie soient abordées par le département anti-incendie local, que des procédures d'urgence soient établies et qu'il est de la responsabilité de l'ORGANISME RESPONSABLE de prendre les initiatives nécessaires.

o) Artefacts

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent alerter l'OPERATEUR du fait que des artefacts d'image peuvent se produire en raison de facteurs technologiques et physiologiques (par exemple homogénéité de l'aimant, linéarité du gradient, troncature, interférences, mouvement, circulation, modification chimique, variations de susceptibilité, etc.). Les effets de ces facteurs (par exemple irrégularité d'image, déformation géométrique, images fantômes, bouclage, etc.) sur l'image doivent être décrits. Les méthodes pour corriger ou atténuer de tels effets (par exemple changement de largeur de bande, annulation du moment de gradient, pré-saturation, etc.) doivent également être décrites.

p) Formation recommandée

Les instructions d'utilisation doivent indiquer qu'une formation est nécessaire pour le PERSONNEL RM afin de faire fonctionner L'APPAREIL A RM en toute sécurité et de manière efficace. La formation doit comprendre des procédures d'urgence, y compris pour les problèmes décrits dans le présent paragraphe sous

- c) Procédures médicales d'urgence
- e) ZONE A ACCES CONTROLE
- m) UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP
- n) Précautions anti-incendie
- s) Actions d'urgence en cas d'ETOUFFEMENT (QUENCH)

q) Assurance qualité

Les instructions d'utilisation doivent décrire les procédures d'assurance qualité recommandées pour l'ORGANISME RESPONSABLE, comprenant une description de tous les fantômes à utiliser.

r) Maintenance

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent inclure les programmes d'entretien recommandés pour l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE. Les tâches qu'il convient de faire exécuter par le personnel d'entretien doivent être identifiées.

* s) Actions d'urgence en situation D'ETOUFFEMENT (QUENCH)

Les instructions d'utilisation doivent indiquer comment identifier un ETOUFFEMENT et comment réagir en situation d'ETOUFFEMENT, notamment quand le système de ventilation du système d'aimant supraconducteur ne fonctionne pas.

* t) Balayage des PATIENTS portant des implants actifs ou passifs.

Les instructions d'utilisation doivent stipuler que le balayage par RM est contre-indiqué pour les PATIENTS portant des implants, à l'exception des PATIENTS portant des implants à RM sûre ou à RM conditionnelle connus qui peuvent faire l'objet d'un balayage selon les conditions spécifiées dans l'étiquetage de l'implant. Les instructions d'utilisation doivent décrire les RISQUES significatifs associés au balayage des PATIENTS portant des implants actifs ou passifs contenant ~~des matériaux conducteurs~~ du métal ou d'autres matériaux magnétiques et/ou électriquement conducteurs

- les champs électromagnétiques peuvent exercer d'importantes forces sur ~~les ce type d'implants métalliques;~~
- ~~ou~~ les champs électromagnétiques peuvent interférer avec le fonctionnement des dispositifs actifs;

- ~~Elles les implants~~ peuvent provoquer des artefacts significatifs sur l'image RM;
- ~~et le balayage PAR RM avec un implant~~ peuvent provoquer ~~des effets nocifs~~ un DOMMAGE tel que le réchauffement interne qui se traduit par l'endommagement du tissu, la perte de la fonction physiologique et une lésion sévère.

~~Lorsque le dispositif d'implant est marqué comme étant une RM sûre ou RM conditionnelle l'OPÉRATEUR est alors informé, via les instructions d'utilisation de l'implant concernant la sécurité et les conditions possibles à prendre en compte pendant le balayage. Les instructions d'utilisation doivent expliquer que de plus amples renseignements sont décrits dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT du FABRICANT de l'implant.~~

Les instructions d'utilisation doivent également traiter des points suivants relatifs au balayage par RM des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle:

- il convient d'effectuer le balayage par RM uniquement sur la base du résultat d'une évaluation du rapport entre les risques et les avantages par l'ORGANISME RESPONSABLE;
- l'OPÉRATEUR RM doit respecter les conditions d'utilisation définies dans l'étiquetage des implants à RM conditionnelle, comme cela est décrit dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT du FABRICANT des implants;
- les instructions d'utilisation doivent inclure un énoncé qui explique les rôles et les responsabilités du FABRICANT RM, du FABRICANT des implants et de l'OPÉRATEUR RM dans le balayage des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle.

NOTE 8 Un texte modèle est fourni à l'Annexe AA.

* u) Balayage des PATIENTES enceintes.

Les instructions d'utilisation doivent décrire qu'il convient que le balayage des PATIENTES enceintes avec la BOBINE D'ÉMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER soit limité au MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL par rapport au niveau de TAS.

L'attention doit être attiré sur le fait que le fœtus est considéré comme faisant partie du public, et qu'il est donc particulièrement sensible aux événements thermiques potentiels au cours du premier trimestre. Il convient que l'ORGANISME RESPONSABLE soit informé afin d'éviter le balayage des patientes au cours du premier trimestre ou en état de grossesse inconnu.

NOTE L'état de grossesse fait partie des informations RIS. Il est recommandé que le retour par l'intermédiaire de l'interface utilisateur soit fourni à l'OPÉRATEUR au cours de la mise en place de l'examen pour valider l'état de grossesse. L'APPAREIL À RM peut appliquer le balayage en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL à condition qu'à la question sur l'état de grossesse, la réponse ne soit pas NON.

v) Balayage de PATIENTS ayant une TEMPERATURE INTERNE corporelle élevée.

~~Les instructions d'utilisation doivent indiquer que les APPAREILS À RM doivent limiter l'augmentation de la TEMPERATURE INTERNE corporelle afin d'éviter une contrainte excessive exercée par la chaleur et de prévenir tout dommage du tissu local du corps du PATIENT aux valeurs indiquées au Tableau 201.104. La conséquence pratique de cette limitation est que les PATIENTS présentant une TEMPERATURE INTERNE supérieure à 39,5°C ne peuvent pas être analysés et que les PATIENTS présentant une TEMPERATURE INTERNE supérieure à 39,0°C peuvent être analysés uniquement en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL.~~

Les instructions d'utilisation doivent décrire que l' APPAREIL À RM fournit les modes de fonctionnement permettant à l' OPÉRATEUR de limiter l'augmentation de la TEMPÉRATURE INTERNE corporelle du PATIENT afin d'éviter une contrainte excessive exercée par la chaleur et de prévenir tout dommage du tissu localisé dans le corps du PATIENT. Les valeurs limites applicables figurent dans le Tableau 201.104.

w) Fonction "à propos de"

Les instructions d'utilisation doivent spécifier où l'on peut trouver la fonction "à propos de" du dispositif de balayage dans l'interface utilisateur. La fonction "à propos de" doit indiquer la spécification du matériel et des logiciels du système, qui conjointement aux données fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT, peut être utilisée pour déterminer la spécification du champ magnétique statique, des gradients et de la RF. Plus spécifiquement, on doit trouver les informations suivantes:

- Valeur nominale B_0
- **GRADIENT maximum de CHAMP SPATIAL** du champ magnétique statique [T/m] **en dehors des plaques de recouvrement FIXES de l'aimant**

NOTE La pratique d'étiquetage des dispositifs à MR conditionnelle utilise depuis toujours G/cm où 1 T/m équivaut à 100 G/cm. Il peut être approprié de fournir le facteur de conversion et/ou les grandeurs dans les deux unités.

- **Amplitude maximale des gradients de codage spatial [mT/m] et taux de variation maximum [T/m/s], tous deux étant spécifiés par axe**
- Plage de fréquences nominales par noyaux
- **GRADIENT combiné maximum D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE [T/s] sur un cylindre avec un diamètre de 0,2 m, 0,4 m et un diamètre d'alésage de 0,1 m de moins**

NOTE 6 Pour les types AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL, l'axe du cylindre (c'est-à-dire l'axe du PATIENT) est perpendiculaire à l'axe de l'aimant. Le terme alésage du PATIENT est à remplacer par entrefer d'un aimant entre épanouissements polaires: le terme longueur d'aimant est à remplacer par diamètre d'épanouissement polaire.

x) FPO (OPTION À PARAMÈTRES FIXES)

Si le système comprend des capacités FPO, les informations suivantes doivent être fournies:

- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO limite les gradients d'amplitude de sortie des champs magnétiques et RF en termes de dB/dt et B_{1+} ;
- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO exige une activation par l'OPÉRATEUR;
- les instructions précisant la méthode d'activation de l'OPTION FPO;
- un énoncé stipulant que des limites propres à l'OPTION FPO peuvent faire partie intégrante de l'étiquetage des dispositifs médicaux à RM conditionnelle et que d'autres limites de balayage et/ou procédures de préparation du PATIENT peuvent être exigées en plus de l'OPTION FPO afin de satisfaire entièrement à l'étiquetage des dispositifs d'implants à RM conditionnelle;
- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO n'affecte pas les modes de fonctionnement précédemment établis, c'est-à-dire que l'OPTION FPO peut fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU;
- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO est destinée à être utilisée avec les dispositifs qui ont un étiquetage à RM conditionnelle qui spécifie l'OPTION FPO et son utilisation lorsque le balayage des PATIENTS portant des dispositifs médicaux qui n'ont pas d'étiquetage FPO est potentiellement dangereux, et peut provoquer une lésion grave ou la mort.

201.7.9.3 Description technique

201.7.9.3.1 Généralités

Remplacement du huitième tiret du premier paragraphe et la Note 2:

- informations concernant tous essais de SECURITE DE BASE récurrents nécessaires comprenant les détails des moyens, des méthodes et de la fréquence recommandée.

Addition:

201.7.9.3.101 Description technique des APPAREILS A RM

- a) ZONE A ACCES CONTROLE et ENVIRONNEMENT SPÉCIAL

Lorsqu'un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE génère un champ parasite dépassant 0,5 mT à l'extérieur de son enceinte ~~permanente à aimant FIXE et/ou un niveau d'interférence électromagnétique qui n'est pas conforme à l'IEC 60601-1-2~~, la description technique:

- doit indiquer la nécessité de définir et d'installer de manière permanente une ZONE A ACCES CONTROLE autour de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE, de telle façon qu'en dehors de cette zone, ~~l'intensité du champ magnétique périphérique ne dépasse pas 0,5 mT;~~
 - ~~1) l'intensité du champ magnétique périphérique ne dépasse pas 0,5 mT, et~~
 - ~~2) le niveau d'interférence électromagnétique soit conforme à l'IEC 60601-1-2:2007;~~
- doit donner des recommandations claires quant à la façon dont cette ZONE A ACCES CONTROLE doit être délimitée, par exemple par des marquages sur le sol, des barrières et/ou d'autres moyens pour permettre à l'ORGANISME RESPONSABLE un contrôle adéquat de l'accès à cette zone des personnes non autorisées;
- doit stipuler qu'il convient d'identifier et d'indiquer la ZONE A ACCES CONTROLE à toutes les entrées par des signaux d'avertissement appropriés, comprenant une indication de la présence de champs magnétiques **statiques** et de leur force d'attraction ou du couple sur les matériaux ferromagnétiques (voir Annexe AA pour des exemples de signaux d'avertissement et d'interdiction).

~~Pour les parties de l'APPAREIL À RM qui nécessitent une installation dans un ENVIRONNEMENT SPÉCIAL, afin d'assurer la conformité avec l'IEC 60601-1-2:2014, la description technique doit mentionner la nécessité d'une protection RF adaptée, y compris la présence d'un interrupteur de porte RF et d'un mécanisme de verrouillage, ce qui empêche les émissions et l'immunité RF excessives.~~

NOTE 5 Voir également 202.5.2.2.2

Lorsque l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est conçu pour une installation dans une salle dans laquelle le contact audiovisuel avec le PATIENT est susceptible d'être limité, les descriptions techniques doivent indiquer les dispositions à prendre pour l'installation de la salle et pour la conception de l'APPAREIL, afin de permettre le contact auditif et visuel avec le PATIENT au cours de l'EXAMEN PAR RM. Le contact audiovisuel doit être suffisant pour permettre une SURVEILLANCE COURANTE et une SURVEILLANCE MEDICALE du PATIENT.

* b) Fiche de spécifications techniques de compatibilité

En plus des instructions d'utilisation pour L'APPAREIL RM une fiche de spécifications techniques de compatibilité doit être fournie avec les informations suffisantes pour permettre de tester le bon fonctionnement de l'équipement périphérique et pour tenir l'ORGANISME RESPONSABLE informé. La fiche de spécifications techniques de compatibilité (fiche technique produit) doit décrire un certain nombre de paramètres qui caractérisent l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE. La liste des paramètres comprend:

- Aimant: type, intensité de champ, dimension du tunnel, types de cryogènes et taux d'évaporation, distribution spatiale du champ environnant sous forme de tracés relatifs à une installation type de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE:
 - Les tracés doivent représenter trois plans orthogonaux adaptés passant par l'isocentre afin d'illustrer l'étendue spatiale maximale des contours isomagnétiques.
 - Chaque tracé doit contenir au moins les contours isomagnétiques comportant les valeurs 0,5 mT, 1 mT, 3 mT, 5 mT, 10 mT, 20 mT, 40 mT et 200 mT, ainsi qu'une échelle de distance et une vue superposée de l'aimant.
 - La position ~~dans les emplacements extérieurs aux plaques de recouvrement FIXES de l'aimant~~ où le GRADIENT DE CHAMP SPATIAL (SFG) ~~du champ magnétique principal est à un maximum~~, et les valeurs de B_0 et le ~~gradient spatial de B_0~~ SFG à cet emplacement. A cet endroit, la force sur un objet ferromagnétique saturé, résultant du gradient spatial du champ magnétique principal, est à son maximum.

- La position dans les emplacements extérieurs aux plaques de recouvrement FIXES de l'aimant où le produit de l'amplitude du champ magnétique statique B_0 et du gradient spatial de B_0 le SFG est à un maximum, et la valeur de B_0 et le gradient spatial de B_0 de SFG à cet emplacement. A cet endroit, la force sur un objet diamagnétique ou paramagnétique ou sur un matériau ferromagnétique au-dessous de son point de saturation magnétique, est à un maximum.
 - Un tracé représentant les contours isomagnétiques 0,5 T, 1 T, 1,5 T, 2 T, 3 T et 4 T du champ magnétique statique dans des positions accessibles et adaptées au PERSONNEL RM doit être fourni. Seules les lignes de contour pouvant être produites par l'aimant sont nécessaires.
- Système de gradient: type, amplitude maximum, temps de montée le plus rapide, taux de dérivation maximum, et distribution spatiale des valeurs de grandeur maximum de la somme vectorielle des composants de champ générés par chacune des trois UNITES DE GRADIENT:
- La distribution spatiale des valeurs de grandeur maximum de la somme vectorielle des composants de champ générés par chacune des trois UNITES DE GRADIENT simultanément aux positions accessibles par et appropriées pour le PERSONNEL RM pendant le balayage, comme décrit dans le paragraphe 201.12.4.105.2.3.
 - La distribution spatiale des valeurs de grandeur maximum de la somme vectorielle des composants de champ générés par chacune des trois UNITES DE GRADIENT simultanément aux positions sur les cylindres virtuels coaxiaux avec l'axe du patient avec des diamètres de 0,2 m, 0,4 m et 0,1 m plus petits que l'ouverture la plus étroite de l'espace accessible par le PATIENT. Les cylindres virtuels ont la même longueur que la bobine de gradient. Dans la direction de l'axe du cylindre, les points doivent avoir une séparation non supérieure à 0,02 0,05 m. Un calcul détaillé doit être réalisé d'une manière équivalente à la description donnée dans le paragraphe de section 201.12.4.105.2.3.
- NOTE 1 Ces exigences sont prévues pour la sécurité du PATIENT et par conséquent diffèrent des exigences pour le PERSONNEL RM comme défini dans le paragraphe 201.12.4.105.2.3.
- Le système RF, les types de bobines d'émission de RF, la puissance de pointe de l'amplificateur, la largeur de bande de champ d'émission de RF maximum appliquée, les B_{1+} RMS maximum appliqués pour chaque bobine d'émission volumique, et
- la distribution spatiale du champ d'émission de RF maximum pour la bobine déchargée aux positions accessibles par et appropriées pour le PERSONNEL RM pendant le balayage, comme décrit dans le paragraphe 201.12.4.105.3.3.
 - le champ d'émission de RF maximum à l'ISOCENTRE du système lorsque la bobine déchargée est positionnée pour l'imagerie à l'ISOCENTRE, et les distances par rapport à l'ISOCENTRE sur l'axe de bobine (c'est-à-dire normalement dans la direction z) auquel le champ d'émission de RF est réduit de 3 dB et 10 dB par rapport au champ maximum à l'ISOCENTRE
- NOTE 2 Ces exigences sont prévues pour la sécurité du patient et par conséquent diffèrent des exigences pour le PERSONNEL RM comme défini dans le paragraphe 201.12.4.105.3.3.
- Protocoles de compatibilité:
- Le FABRICANT de L'APPAREIL A RM doit suggérer des protocoles, qui peuvent être réalisés de manière routinière sur L'APPAREIL A RM, pour permettre au FABRICANT de l'équipement périphérique de tester la fonctionnalité de l'équipement périphérique dans les champs produits par L'APPAREIL A RM. Les protocoles sont conçus pour faire fonctionner L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE avec un champ d'émission RF élevé ou à des taux de variation et des amplitudes de gradient élevés, de telle sorte que le FABRICANT d'appareils périphériques puisse rechercher l'influence de L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE sur ses appareils périphériques. Les essais ne sont pas prévus pour une évaluation de l'effet possible de l'appareil périphérique sur la qualité de l'image résultante de L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et ne constituent pas une garantie de fonctionnement correct de l'appareil périphérique.
- Espace pour le PATIENT: dimensions, ventilation, communication et éclairage.
- Support patient: dimensions, positionnement, précision et charge maximale.

* c) Dispositions de sécurité en cas d'ETOUFFEMENT

Pour les APPAREILS À RM équipés d'aimants supraconducteurs, les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT doivent

- mentionner les exigences pour le système de ventilation pour l'aimant supraconducteur qui connecte le cryostat de l'aimant à l'atmosphère extérieure et qui est conçu pour résister à un ETOUFFEMENT et protéger les personnes se trouvant à proximité en cas d'ETOUFFEMENT;
- fournir des lignes directrices pour la construction (dimensions, emplacement, assemblage et type de matériau à appliquer) du système de ventilation pour l'aimant supraconducteur à l'intérieur et à l'extérieur de salle d'examen;
- recommander un programme de maintenance préventive, qui précise que des vérifications régulières de l'adéquation de la fonction du système de ventilation pour l'aimant supraconducteur doivent être effectuées;
- mentionner les exigences pour la conception de la salle d'examen afin d'accroître la sécurité du PATIENT et des autres personnes se trouvant à l'intérieur et à l'extérieur de la salle d'examen en cas de défaillance du système de ventilation lors d'un ETOUFFEMENT. La conception indiquée doit permettre de limiter l'accumulation de pression, la chute de température et le manque d'oxygène lors d'un ETOUFFEMENT. Plusieurs solutions possibles pour ces dispositions, dont l'efficacité a été démontrée par une simulation ou un essai, doivent être indiquées, de sorte que même si le système de ventilation de l'aimant supraconducteur ne fonctionne pas correctement, le risque de DANGER pour le PATIENT ou pour toute autre personne se trouvant à l'intérieur comme à l'extérieur de la salle d'examen, dû à l'accumulation de pression, à la chute des températures ou au manque d'oxygène lors de l'ETOUFFEMENT, soit considérablement réduit;
- indiquer la nécessité pour l'UTILISATEUR d'établir un plan d'urgence en cas d'ETOUFFEMENT, y compris pour la situation dans laquelle le système de ventilation ne fonctionne pas correctement;
- mentionner le besoin éventuel de mesures supplémentaires de contrôle du système de ventilation du PATIENT afin de ne pas exposer le PATIENT à une plus grande quantité d'hélium transporté par le système de ventilation. Il convient que l'orifice d'entrée du système de ventilation du PATIENT soit situé à un emplacement sécurisé (par exemple, assez bas dans la salle d'examen ou directement connecté au système d'air conditionné de la salle), ou qu'il soit connecté à un détecteur d'ETOUFFEMENT, afin que le système de ventilation du PATIENT puisse être automatiquement contrôlé lorsqu'un ETOUFFEMENT se produit et qu'il ne transporte pas d'hélium en direction du PATIENT à l'intérieur de l'analyseur.

NOTE 3 Il est considéré que le système de ventilation pour l'aimant supraconducteur correspond à la tuyauterie à air cryogénique et à tous les composants supplémentaires nécessaires pour prendre en charge un ETOUFFEMENT de manière sécurisée.

NOTE 4 Les configurations de salle d'examen acceptables selon une simulation ou un essai comprennent:

- les configurations dans lesquelles la porte RF s'ouvre vers l'extérieur ou est une porte RF coulissante;
- les configurations dans lesquelles la porte RF s'ouvre vers l'intérieur, si elles présentent des mesures de sécurité supplémentaires pour prévenir l'accumulation de PRESSION. Ces mesures peuvent être
 - un système d'extraction d'air pour la salle d'examen d'urgence, qui peut être mis en marche (éventuellement de manière automatique via un appareil de surveillance d'oxygène câblé dans le plafond de la salle d'examen pour détecter la fuite du gaz hélium) au maximum dans le cas d'un ETOUFFEMENT; ou
 - une ouverture dans le mur ou dans le plafond de la salle d'examen, orientée vers un espace ouvert; ou
 - la possibilité d'ouvrir la fenêtre d'observation de la salle d'examen vers l'extérieur, ou une fenêtre coulissante; ou
 - un deuxième système de ventilation indépendant pour l'aimant supraconducteur qui reste fonctionnel dans le cas où le système de ventilation principal pour l'aimant supraconducteur est obstrué; ou
 - toute méthode équivalente dont l'efficacité a été démontrée par une simulation ou un essai.

d) Caractéristiques d'affaiblissement du champ magnétique

Pour les APPAREILS A RM comportant des aimants supraconducteurs ou résistifs, la description technique doit fournir les caractéristiques d'affaiblissement de l'aimant en cas de phénomène d'ETOUFFEMENT ou de coupure d'urgence du champ, afin de permettre à l'ORGANISME RESPONSABLE de mettre en œuvre une procédure adéquate d'assistance vitale ainsi que d'autres procédures de sécurité. Ces caractéristiques doivent indiquer le temps s'écoulant entre l'activation de l'UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP et le moment où l'intensité du champ au centre de l'aimant est tombée à 20 mT.

La description technique doit contenir des recommandations qui permettent de définir où et comment installer l'organe de commande de l'UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP.

e) Type de système de gradient

Le système de gradient doit être renseigné dans la description technique par le FABRICANT comme un SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER ou comme un SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE.

f) Liste de vérification de disponibilité du site de sécurité

Recommander l'utilisation d'une « liste de vérification de disponibilité du site de sécurité ». Il convient que celle-ci énumère tous les aspects relatifs à la sécurité pour l'installation et qu'elle soit approuvée par les parties impliquées dans l'installation du SYSTEME RM avant la mise en marche du système.

201.8 Protection contre les DANGERS d'origine électrique provenant des APPAREILS EM

L'Article 8 de la norme générale s'applique, comme suit:

* 201.8.7.3 Valeurs admissibles

Remplacement:

- d) Les valeurs admissibles du COURANT A LA TERRE sont 5 mA en CONDITION NORMALE et 10 mA en CONDITION DE PREMIER DEFAUT. Pour l'APPAREIL A RM installé de manière permanente, le COURANT A LA TERRE en CONDITION NORMALE et en CONDITION DE PREMIER DEFAUT ne doit pas dépasser 20 mA.

NOTE La réglementation locale peut établir des limites pour les courants de terre protecteurs de l'installation. Voir également IEC 60364-7-710 [165]²⁾.

Addition :

- e) Les limites pour les COURANTS DE FUITE PATIENT et les COURANTS AUXILIAIRES PATIENT dans les conditions normale et de premier défaut ne s'appliquent pas pour des fréquences supérieures à 1 MHz. Les dangers provenant des courants à haute fréquence sont traités dans le paragraphe 201.12.4.103.2

201.9 Protection contre les DANGERS MECANQUES des APPAREILS EM et SYSTEMES EM

L'Article 9 de la norme générale s'applique, comme suit:

²⁾ Les chiffres entre parenthèses renvoient à la Bibliographie.

201.9.6 Énergie acoustique (y compris les infrasons et les ultrasons) et vibrations

Remplacement:

* 201.9.6.2.1 Énergie acoustique audible

L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE ne doit pas produire de bruit présentant un niveau de pression sonore de crête non pondérée (L_p) supérieur à 140 dB, référencé à 20 μ Pa, en aucun endroit accessible.

La conformité est vérifiée en appliquant NEMA MS 4.

201.9.7 Réservoirs et parties sous pression pneumatique et hydraulique

Addition:

201.9.7.101 Réservoirs d'hélium des APPAREILS A RM

Si le réservoir d'hélium est conçu comme un RESERVOIR SOUS PRESSION, il doit alors être conforme au paragraphe 9.7 de la norme générale, ou aux dispositions réglementaires nationales.

201.9.8 DANGERS MECANQUES associés aux systèmes de support

Remplacement:

~~201.9.8.3.3 Forces dynamiques dues à la charge de personnes~~

Addition:

NOTE 1 — La masse est accélérée pendant 150 mm, et ensuite ralentie pendant la compression des 60 mm de mousse, se traduisant par une force équivalente à 2 à 3 fois la CHARGE MAXIMALE D'UTILISATION.

~~Lorsque l'analyse mécanique prouve que l'essai de charge statique suivant est plus sévère que l'essai de charge dynamique spécifié dans la norme générale, il est possible de renoncer à l'essai de charge dynamique en fonction de la gestion du RISQUE.~~

~~Avant de réaliser cet essai, un système de suspension/SUPPORT DE PATIENT est positionné horizontalement dans sa position la plus désavantageuse à l'USAGE NORMAL dans lequel LE CHARGEMENT ET LE DÉCHARGEMENT DU PATIENT ont lieu.~~

~~Une masse qui se traduit par une force calculée pour être supérieure à la charge dynamique doit être placée sur le SUPPORT DE PATIENT. La zone de contact de cette masse est équivalente à celle définie sur la Figure 33 de la norme générale et est appliquée pendant au moins une minute. Toute perte de fonction ou de dommage structurel qui pourrait se traduire par un RISQUE inacceptable, constitue un défaut.~~

~~NOTE 2 — La mousse décrite sur la Figure 33 n'est pas utilisée dans cet essai.~~

201.9.8.3 Résistance des systèmes de support ou de suspension du PATIENT ou de l'OPÉRATEUR

201.9.8.3.3 Forces dynamiques dues à la charge des personnes

Addition:

Lorsqu'il est déterminé que l'essai de charge dynamique de la norme générale s'applique, l'essai suivant fournit un autre moyen de conformité.

NOTE 1 La masse est accélérée pendant 150 mm, et ensuite ralentie pendant la compression des 60 mm de mousse, se traduisant par une force équivalant à 2 à 3 fois la CHARGE MAXIMALE D'UTILISATION.

Lorsque l'analyse mécanique prouve que l'essai de charge statique suivant est plus sévère que l'essai de charge dynamique spécifié dans la norme générale, il est possible de renoncer à l'essai de charge dynamique en fonction de la GESTION DES RISQUES.

La conformité est vérifiée par l'essai suivant:

Avant de réaliser cet essai, un système de suspension/support de PATIENT est positionné horizontalement dans sa position la plus désavantageuse en UTILISATION NORMALE où le chargement et le déchargement du PATIENT ont lieu.

Une masse qui se traduit par une force calculée pour être supérieure à la charge dynamique doit être placée sur le support de PATIENT. La zone de contact de cette masse est équivalente à celle définie à la Figure 33 de la norme générale et est appliquée pendant au moins une minute. Toute perte de fonction ou dommage structurel qui pourrait se traduire par un RISQUE inacceptable, constitue une défaillance.

NOTE 2 La mousse décrite à la Figure 33 de la norme générale n'est pas exigée pour cet essai.

201.10 Protection contre les DANGERS dus aux rayonnements involontaires ou excessifs

L'Article 10 de la norme générale s'applique.

201.11 Protection contre les températures excessives et les autres DANGERS

L'Article 11 de la norme générale s'applique.

201.12 Précision des commandes, des instruments et protection contre les caractéristiques de sortie présentant des DANGERS

L'Article 12 de la norme générale s'applique, avec l'exception suivante.

*** 201.12.4 Protection contre les caractéristiques de sortie présentant des risques**

201.12.4.1 Dépassement intentionnel des limites de sécurité

Addition:

NOTE Le mode de fonctionnement contrôlé de deuxième niveau couvre toutes les exigences applicables aux APPAREILS À RM.

201.12.4.2 Indication concernant la sécurité

Addition:

NOTE Toutes les exigences applicables aux APPAREILS À RM figurent dans le paragraphe 201.12.4.101

Addition:

201.12.4.101 Modes de fonctionnement

201.12.4.101.1 Généralités

Lorsque pendant son fonctionnement, une ou plusieurs caractéristique(s) de sortie de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE atteint (atteignent) un niveau qui peut provoquer une

contrainte physiologique anormale pour le PATIENT, alors l'OPERATEUR doit décider si cette opération est dans l'intérêt du PATIENT ou non. Dans le présent paragraphe, des exigences sur la conception de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE sont données pour aider l'OPERATEUR à prendre cette décision. Les exigences de ce paragraphe décrivent trois niveaux de fonctionnement de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE qui sont spécifiés en fonction de l'interface utilisateur et des informations présentées à l'OPERATEUR (201.12.4.101) et en fonction des valeurs des caractéristiques de sortie autorisées (201.12.4.102 – 201.12.4.104).

Les exigences de ce paragraphe doivent s'appliquer séparément pour les modes de fonctionnement concernant le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DE CHAMP MAGNETIQUE, les TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUES (TAS) et le champ magnétique statique.

La démonstration de la conformité aux exigences du présent paragraphe concernant les modes de fonctionnement (c'est-à-dire les moyens de commande, l'action délibérée requise et les informations ainsi que les indications fournies) doit être vérifiée par inspection. Les méthodes de mesure pour démontrer la conformité aux limites du mode de fonctionnement données en 201.12.4.102 et 201.12.4.103 sont décrites en 201.12.4.105.

201.12.4.101.2 Tous modes de fonctionnement

L'APPAREIL A RM doit être conforme aux exigences suivantes:

- a) Des moyens (de contrôle) doivent être fournis afin de s'assurer que la (les) limite(s) du mode de fonctionnement (choisi) ne peut (peuvent) pas être dépassée(s). Ce contrôle doit être indépendant des données introduites par l'OPERATEUR (comme la taille, la masse ou la position du PATIENT) ou bien doit être vérifié par l'APPAREIL A RM afin de détecter toute erreur de saisie de l'OPERATEUR.
- b) Une réinitialisation au MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL en ce qui concerne le TAS et dB/dt doit être effectuée automatiquement à chaque changement de PATIENT.
- c) Suite à une requête, l'APPAREIL A RM doit afficher sur le POSTE DE COMMANDE, la valeur prévue pour le TAS. Suite à une requête, l'APPAREIL A RM doit afficher sur le POSTE DE COMMANDE la valeur prévue en moyenne pour B_{1+RMS} sur n'importe quelle période de 10 s du balayage. La valeur B_{1+RMS} ne doit être affichée que lorsqu'une bobine d'émission de RF volumique est appliquée.
- d) L'APPAREIL À RM doit, suite à une demande, afficher "CP" sur le POSTE DE COMMANDE si des RADIOFRÉQUENCES À POLARISATION CIRCULAIRE sont utilisées pour le balayage. Pour les systèmes pouvant utiliser d'autres types de pilotage de la BOBINE D'ÉMISSION DE RF VOLUMIQUE, des moyens doivent être mis à disposition de l'OPÉRATEUR RM pour qu'il sélectionne les RADIOFRÉQUENCES À POLARISATION CIRCULAIRE. Lorsqu'elles sont sélectionnées, les RADIOFRÉQUENCES À POLARISATION CIRCULAIRE doivent être actives pendant toute la durée de l'examen.

NOTE Il est considéré que le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal que le système peut délivrer est connu et disponible dans la description technique.

201.12.4.101.3 MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL

Pour les APPAREILS A RM ne pouvant fonctionner à des niveaux supérieurs au MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL tel que spécifié en 201.12.4.102 et 201.12.4.103, il n'est pas demandé d'afficher une indication spécifique du mode de fonctionnement au niveau du POSTE DE COMMANDE.

201.12.4.101.4 MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU

Un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE qui permet un fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, comme spécifié en 201.12.4.102 et 201.12.4.103, doit être conforme aux exigences suivantes:

- a) Avant le démarrage de chaque balayage, une indication du mode de fonctionnement défini par la valeur prévue du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et de TAS, à appliquer pendant le balayage doit être affichée au niveau du POSTE DE COMMANDE.
- b) Si la valeur du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE ou du TAS qui contrôle le balayage est celle qu'on affiche en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, l'attention de l'OPERATEUR doit être attirée sur cette situation par une indication claire portée sur le POSTE DE COMMANDE. Un enregistrement du mode de fonctionnement ou des données équivalentes doivent faire partie intégrante des données d'image.
- c) Une action délibérée de l'OPERATEUR doit être nécessaire pour entrer dans le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU.

201.12.4.101.5 MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU

L'APPAREIL A RM, qui permet le fonctionnement dans le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU pour des valeurs de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE ou TAS comme spécifié dans les paragraphes 201.12.4.102 et 201.12.4.103, doit se conformer aux exigences suivantes:

- a) Une mesure spécifique de sécurité qui empêche l'accès au MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU doit être désactivée avant d'entrer dans le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU. La mesure spécifique de sécurité doit être conçue de telle sorte que le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU ne puisse être rendu accessible qu'avec l'autorisation de la personne responsable sur le plan médical, agissant dans le cadre d'un protocole d'études sur l'homme approuvé selon les exigences locales. Cette mesure spécifique de sécurité doit comporter un verrouillage à clé, un verrouillage à combinaisons, un mot de passe de logiciel ou tout autre dispositif de protection.
- b) Avant le début de chaque examen, une indication du mode de fonctionnement défini par la valeur maximale du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et la valeur de TAS de l'examen et une déclaration des valeurs de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et de TAS à appliquer pendant l'examen doivent être affichées au niveau du POSTE DE COMMANDE.
- c) Un enregistrement du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE ou du TAS qui contrôle les valeurs de balayage et les données équivalentes doit faire partie intégrante des données d'image.
- d) Une indication à l'OPERATEUR doit être incluse du fait que les conditions de fonctionnement sont potentiellement dangereuses et qu'il convient de ne pas appliquer ces conditions à un usage clinique normal.
- e) L'APPAREIL A RM doit offrir des moyens de fixer des limites ajustables (en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU) du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE ou de différents types de TAS qui ne peuvent pas être ajustés par l'OPERATEUR, sauf s'il y est autorisé.

*** 201.12.4.102 Protection contre les variations excessives de champ à basse fréquence produites par le système de gradient**

201.12.4.102.1 Généralités

Dans la présente norme, les variations de champ basse fréquence produites par le système de gradient sont celles qui peuvent provoquer une stimulation cardiaque ou une stimulation du nerf périphérique (SNP) (c'est-à-dire que la DUREE DE STIMULUS EFFECTIVE >20 μ s et donc aucun réchauffement du tissu n'est pris en considération).

201.12.4.102.2 Objectifs pour la limitation du RESULTAT DE SNP

L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE doit être conçu pour contrôler automatiquement les formes d'ondes de gradient de sorte que la stimulation cardiaque du PATIENT et du PERSONNEL RM soit prévenue pour tous les modes de fonctionnement.

L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE doit être conçu pour contrôler automatiquement les formes d'ondes de gradient de sorte que l'occurrence d'une stimulation intolérable du nerf périphérique (SNP) du PATIENT et du PERSONNEL RM soit réduite pour tous les modes de fonctionnement.

NOTE Les APPAREILS A RM qui correspondent aux exigences données dans les paragraphes suivants sont considérés comme satisfaisant à ces objectifs au regard de l'efficacité du diagnostic.

Pour la présente norme particulière, il est sous-entendu que

- la SNP est la sensation d'une activation du système nerveux due aux commutations de gradient;
- le début de sensation est le NIVEAU DE SEUIL DE SNP (voir 201.3.227);
- une SNP inconfortable constitue un niveau tolérable par le PATIENT et pour le PERSONNEL RM, lorsqu'ils ont été correctement informés et motivés;
- une SNP intolérable est le niveau auquel le PATIENT demandera d'arrêter immédiatement la procédure de balayage;
- la stimulation cardiaque est l'induction d'une contraction ectopique ou de toute autre arythmie cardiaque.

L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE doit réduire au minimum l'occurrence d'une SNP inconfortable en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL.

201.12.4.102.3 Limites du résultat de la SNP

201.12.4.102.3.1 Généralités

Dans ce paragraphe, les limites pour le PATIENT et le PERSONNEL RM sont exprimées en tant que valeur maximum pour le résultat DE SNP, soit en tant que

- champ électrique E induit dans le PATIENT ou le PERSONNEL RM par le champ magnétique changeant des gradients, ou
- dB/dt , la VITESSE DE CHANGEMENT DU CHAMP MAGNETIQUE AVEC LE TEMPS des gradients.

Les limites sont fonction de la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE $t_{s,eff}$. La DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE est illustrée à la Figure 201.101 pour certaines formes d'ondes.

Les conditions d'essai utilisées pour démontrer la conformité à ces limites sont définies en 201.12.4.105.2.

NOTE Les limites d'exposition du PERSONNEL RM sont les mêmes que les limites maximum autorisées pour les PATIENTS. La conformité aux limites de RESULTAT DE LA SNP pour les PATIENTS implique donc automatiquement la conformité pour le PERSONNEL RM.

201.12.4.102.3.2 Limites liées à la prévention de la stimulation cardiaque

Afin de protéger contre la stimulation cardiaque dans chaque mode de fonctionnement, le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE de toutes les UNITES DE GRADIENT doit satisfaire à:

$$E < \frac{2}{\left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t_{s,eff}}{3}\right) \right\}}$$

où

$t_{s,eff}$ (ms) est la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE;

E (V/m) est le champ électrique induit par les commutations de gradient.

Pour les APPAREILS A RM équipés de SYSTEMES DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER, cette limite peut être remplacée par:

$$dB / dt < \frac{20}{\left\{ 1 - \exp \left(- \frac{t_{s,eff}}{3} \right) \right\}}$$

où

dB/dt (T/s) est la vitesse de variation du champ magnétique au cours des COMMUTATIONS DE GRADIENT;

$t_{s,eff}$ (ms) est la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE

201.12.4.102.3.3 Limites liées à la stimulation du nerf périphérique (SNP)

Les limites du RESULTAT DE LA SNP doivent être soit basées sur les résultats d'une étude expérimentale sur des sujets humains, comme décrit à la section a) du présent paragraphe, soit avoir des valeurs telles qu'indiquées à la section b) du présent paragraphe.

a) Limites déterminées directement

Les limites liées à la réduction de la SNP pour tout type donné de système de gradient peuvent être basées sur la détermination directe à partir d'une étude sur des volontaires humains et sont les suivantes:

- pour le fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, le système de gradient doit fonctionner à un niveau qui ne dépasse pas 80 % du NIVEAU DE SEUIL DE SNP moyen directement déterminé, et
- pour le fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, le système de gradient doit fonctionner à un niveau qui ne dépasse pas 100 % du NIVEAU DE SEUIL DE SNP moyen directement déterminé.

De plus, l'étude peut être utilisée pour déduire les coefficients de pondération pour chaque UNITE DE GRADIENT pouvant être utilisée dans la commande du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE (voir 201.12.4.102.2).

La façon dont le NIVEAU DE SEUIL DE SNP directement déterminé et les coefficients de pondération sont obtenus à partir de l'étude sur des volontaires humains doit satisfaire aux conditions indiquées en 201.12.4.105.1.

Ces limites et ces coefficients de pondération ne doivent pas être appliqués à d'autres types de systèmes de gradient, à moins qu'il ne soit montré que ces types sont de conception suffisamment similaire.

b) Valeurs par défaut

Lorsque aucune détermination directe des limites n'est obtenue, les limites du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL (L01) et pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU (L12) ne doivent pas, en fonction des indications (telles que définies en 201.7.9.3.101 e), être supérieures aux valeurs indiquées ci-dessous:

$$L12 = 1,0 \text{ } rb(1 + 0,36/ t_{s,eff}), (t_{s,eff} \text{ en ms})$$

$$L01 = 0,8 \text{ } rb(1 + 0,36/ t_{s,eff}), (t_{s,eff} \text{ en ms})$$

où

$t_{s,eff}$ (ms) est la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE et

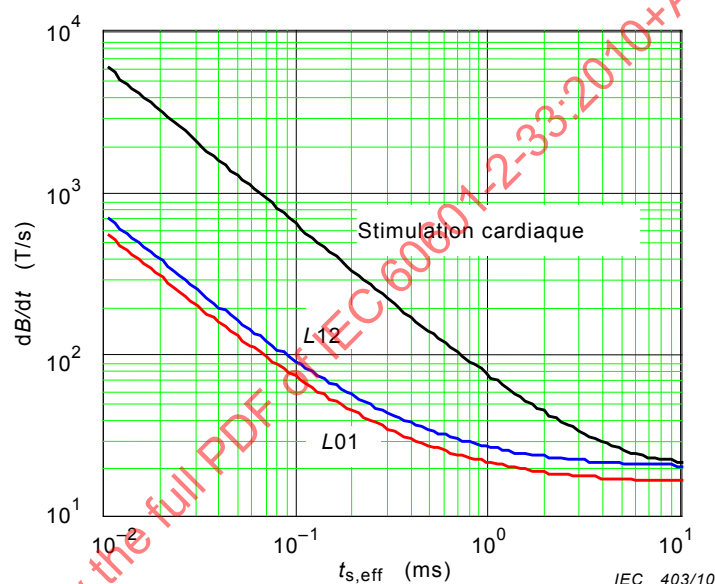
rb (ici en T/s) est la rhéobase donnée au Tableau 201.102.

$L01$ et $L12$ ainsi que rb doivent être exprimés soit par le champ électrique E (V/m) induit, soit par la VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LE TEMPS dB/dt (T/s).

Tableau 201.102 – Valeurs de rhéobase par type de système de gradient

Type de système de gradient	rb exprimée en E (V/m)	rb exprimée en dB/dt (T/s)
SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER	2,2	20
SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE	2,2	Non applicable

La Figure 201.102 donne une représentation graphique des limites du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE pour un SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER, liées à la stimulation cardiaque et à la stimulation du nerf périphérique, exprimées en dB/dt , en fonction de la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE.



Les limites pour la stimulation du système nerveux périphérique du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL ($L01$) et le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLE DE PREMIER NIVEAU ($L12$) dans les GRADIENTS POUR LE CORPS ENTIER, sont exprimées en dB/dt (T/s) en fonction de t_s (ms). La limite de 201.12.4.102.3.2 pour la stimulation cardiaque est donnée à titre de comparaison.

Figure 201.102 – Limites de stimulation cardiaque et du système nerveux périphérique

201.12.4.102.3.4 Contrôle du RESULTAT DE LA SNP

L'APPAREIL A RM doit commander le RESULTAT DE LA SNP O du système de gradient, de telle sorte qu'il ne dépasse pas les limites de stimulation des nerfs périphériques. O doit être obtenu soit par l'addition quadratique pondérée à partir de O_i , le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal de chaque UNITE DE GRADIENT i , soit par des règles alternatives de sommation dûment validées.

L'équation exprimant l'addition quadratique pondérée doit être:

$$O = \sqrt{\sum (w_i O_i)^2}$$

où w_i est le coefficient de pondération par UNITE DE GRADIENT.

Les coefficients de pondération pour les champs E sont toujours égaux à un, les coefficients de pondération pour dB/dt sont indiqués au Tableau 201.103. Les valeurs des coefficients de pondération dérivées par détermination directe ou d'autres moyens dûment validés peuvent être utilisées.

Tableau 201.103 – Coefficients de pondération pour la sommation de la sortie maximale O_i par unité de gradient

Type de système de gradient		Coefficients de pondération		
		W_{AP}^a	W_{LR}^a	W_{HF}^a
SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER	Valeurs par défaut	1,0	1,0	1,0
	Aimants cylindriques	1,0	0,8	0,7
	Détermination empirique	1,0	b	b
OBJECTIF PARTICULIER SYSTEME DE GRADIENT	Valeurs par défaut	1,0	1,0	1,0
	Détermination empirique	1,0	b	b
NOTE Les coefficients de pondération pour le champ E sont toujours égaux à un.				
^a W_{AP}, W_{LR}, W_{HF}: Coefficients de pondération admis par UNITE DE GRADIENT, selon l'orientation de la direction des UNITES DE GRADIENT par rapport au système de coordonnées du PATIENT avec les axes AP (antéropostérieur), LR (left to right, gauche-droite) et HF (head to feet, tête-pieds). ^b Les valeurs des coefficients de pondération dérivées par détermination directe ou d'autres moyens dûment validés peuvent être utilisées.				

* 201.12.4.103 Protection contre l'énergie excessive de radiofréquence

* 201.12.4.103.1 Limites de température

Afin d'éviter une contrainte excessive exercée par la chaleur et de prévenir tout dommage du tissu localisé dans le corps, les APPAREILS A RM doivent limiter l'augmentation de la température du corps du PATIENT aux valeurs données au Tableau 201.104, par limitation des paramètres de la séquence d'impulsions et par limitation de la puissance radiofréquence. Les valeurs autorisées pour l'augmentation de la température du PERSONNEL RM provoquée par les APPAREILS A RM sont identiques aux valeurs pour le PATIENT telles que définies dans le Tableau 201.104 pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU.

Tableau 201.104 – Limites de températures

Mode de fonctionnement ↓	TEMPERATURE INTERNE maximale	Température maximale du tissu localisé	Augmentation de la TEMPERATURE INTERNE °C
NORMAL	39	39	0,5
CONTROLE DE PREMIER NIVEAU	40	40	1
CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU	>40	>40	>1

La conformité aux limites d'élévation de température peut être atteinte en limitant le TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE (TAS) spécifié 201.12.4.103.2. Ces limites de valeurs de TAS sont dérivées de sorte que les températures localisées dans l'espace ne soient pas susceptibles d'entraîner d'endommagement des tissus.

Les valeurs des Tableaux 201.104 et 201.106 sont conservatrices. Des températures plus élevées et des valeurs de TAS LOCALISE plus élevées peuvent être acceptées pour des tissus spécifiques s'il n'y a aucun RISQUE inacceptable pour le PATIENT.

La conformité est vérifiée par inspection du DOSSIER DE GESTION DES RISQUES.

NOTE 1 Les études en cours sur les modèles de réchauffement de tissu, par exemple, CEM43, peuvent être incorporées dans les futures mises à jour de cette norme.

NOTE 2 Étant donné que le champ parasite de la bobine d'émission de RF chute rapidement hors de la bobine et grâce à des considérations géométriques, l'exposition du corps entier du PERSONNEL RM est impossible. On peut par conséquent supposer que l'exposition pour le PERSONNEL RM a le plus de chance d'être au niveau du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL lorsque le système fonctionne dans le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLE DE PREMIER NIVEAU.

NOTE 3 Les exigences relatives à la protection contre la puissance radiofréquence supposent que les recommandations des FABRICANTS concernant le contrôle de la TEMPÉRATURE AMBIANTE et des autres conditions sont satisfaites.

NOTE 4 Pour les SURFACES ACCESSIBLES, les limites de température de la norme générale s'appliquent. Pour une estimation, voir les justifications.

*** 201.12.4.103.2 Limites du TAS**

Les méthodes de mesure pour démontrer la conformité à ces exigences sont décrites en 201.12.4.105.3.

Au Tableau 201.105, l'étendue des valeurs autorisées du TAS POUR LE CORPS ENTIER, du TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS, du TAS POUR LA TÊTE et du TAS LOCALISE est donnée pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLE DE PREMIER NIVEAU. Pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLE DE DEUXIÈME NIVEAU, aucune limite n'est donnée. Ces limites sont considérées comme étant de la responsabilité du bureau d'investigation local qui a permis leur utilisation.

La masse utilisée pour déterminer le TAS POUR LE CORPS ENTIER est donnée par la masse du PATIENT. La masse pour déterminer le TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS est appelée la masse du PATIENT exposée. Elle est donnée par la masse du PATIENT dans le volume effectif de la bobine d'émission RF. Le volume effectif de la bobine d'émission RF doit être le volume dans lequel pas plus de 95 % de la puissance RF absorbée totale est dissipée à l'intérieur d'un matériau homogène qui remplit le volume normalement accessible par le PATIENT.

La masse pour déterminer le TAS POUR LA TÊTE doit être la masse de la tête, estimée à l'aide d'un modèle adapté. La masse pour déterminer le TAS LOCALISE doit être de 10 g.

Tableau 201.105 – Limites de TAS pour les bobines d'émission volumique

Temps de moyennage	6 min		
	TAS POUR LE CORPS ENTIER	TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS	TAS POUR LA TETE
Zone du corps →	Corps entier	Partie du corps exposée	Tête
Mode de fonctionnement ↓	(W/kg)	W/kg)	W/kg)
NORMAL	2	2 – 10 ^a	3,2
CONTROLE DE PREMIER NIVEAU	4	4 – 10 ^a	3,2
CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU	>4	>(4 – 10) ^a	>3,2
Energie absorbée spécifique pour un long l'EXAMEN RM	L'énergie absorbée spécifique maximum autorisée est de 14,4 kJ/kg (= 240 W·min/kg) par EXAMEN RM pourvu que les limites de cette norme soient satisfaites La dose d'énergie maximale (TAS × durée d'examen) doit être limitée, conformément à la GESTION DES RISQUES		
TAS de courte durée	Les limites du TAS sur toute période de 10 s ne doivent pas dépasser deux fois les valeurs indiquées		

^a La limite découle dynamiquement du rapport « masse du PATIENT exposé / masse du PATIENT » :

MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL:

TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS = 10 W/kg – (8 W/kg * masse du PATIENT exposé / masse du PATIENT)

MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU:

TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS = 10 W/kg – (6 W/kg * masse du PATIENT exposé / masse du PATIENT)

NOTE 1 Les limites d'exposition du PERSONNEL RM sont les mêmes que les limites maximum autorisées pour les PATIENTS. La conformité aux limites de TAS pour les PATIENTS implique donc en pratique la conformité pour le PERSONNEL RM.

NOTE 2 Le rapport entre le TAS du corps entier et le TAS localisé est abordé dans l'exposé

NOTE 3 La limite de TAS d'énergie absorbée spécifique à l'EXAMEN PAR RM long a été introduite car les études du PATIENT de très longue durée sont devenues plus courantes. Cette limite constitue un modèle simple initial pour estimer le rapport entre production d'énergie et aptitude thermorégulatrice du corps humain. Cela limite la durée de l'EXAMEN par RM ou le niveau de TAS des balayages individuels de cet EXAMEN RM, et est applicable à toutes les limites de TAS et à tous les modes de fonctionnement. En cas d'études distinctes multiples portant sur un jour donné où le PATIENT a reçu un essai raisonnable, chaque étude est considérée comme indépendante de la perspective d'un TAS d'énergie absorbée spécifique à l'EXAMEN PAR RM long.

NOTE 4 Suite à la définition d'une BOBINE D'EMISSION DE RF VOLUMIQUE, une bobine d'émission pour l'exposition, par exemple, du genou ou du poignet est considérée comme étant une BOBINE D'EMISSION DE RF VOLUMIQUE. Etant donné que pour ces deux types de bobines, la masse exposée du PATIENT est considérablement réduite, les limites du TAS DE CORPS PARTIEL doivent être appliquées.

Tableau 201.106 – Limites de TAS pour les bobines d'émission localisées

Temps de moyennage	6 min		
	TAS LOCALISE		
Zone du corps →	Tête	Tronc	Extrémités
Mode de fonctionnement ↓	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)
NORMAL	10 ^a	10	20
CONTROLE DE PREMIER NIVEAU	20 ^a	20	40
CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU	>20 ^a	>20	>40
TAS de courte durée	Les limites du TAS sur toute période de 10 s ne doivent pas dépasser deux fois les valeurs indiquées		

^a NOTE Dans les cas où l'orbite se trouve dans le champ d'une petite BOBINE D'EMISSION RF LOCALISEE, il convient de veiller à s'assurer que l'échauffement est limité à 1 °C.

Dans le Tableau 201.106, les plages de valeurs autorisées du TAS LOCALISE sont données pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU. Pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU, aucune limite n'est donnée. Ces limites sont considérées comme étant de la responsabilité du bureau d'investigation local qui a permis leur utilisation.

Les tensions seront induites sur les conducteurs placés dans un champ magnétique variable avec le temps avec des composants variables avec le temps normaux par rapport à au moins quelques unes des différentes boucles. Les champs électriques entre les protections dépendent de l'espacement et peuvent être arbitrairement larges, mais sont généralement localisés. Aux fréquences radio, ces champs électriques localisés peuvent entraîner des niveaux élevés de TAS LOCALISE. On peut éviter les problèmes de nombreuses façons (en supprimant les courants avec des transformateurs symétriques-dissymétriques, en utilisant des dispositifs d'espacement pour éloigner les PATIENTS des régions à effet de champ). Il est impératif que le TAS localisé depuis les lignes de transmission soit contrôlé selon les limites de TAS LOCALISE indiquées au Tableau 201.106. Il incombe à l'ORGANISME RESPONSABLE de suivre les instructions fournies par le FABRICANT RM dans les Instructions d'utilisation.

Le cas échéant, le FABRICANT doit traiter dans le DOSSIER DE GESTION DES RISQUES le RISQUE associé à une interaction RF non souhaitée.

La conformité est vérifiée par inspection du DOSSIER DE GESTION DES RISQUES.

Pour le TAS DU CORPS ENTIER, les valeurs dans le Tableau 201.105 sont valables aux TEMPERATURES AMBIANTES inférieures à 25 °C. A des températures plus élevées, ces valeurs doivent être réduites en fonction de la véritable TEMPERATURE AMBIANTE. La réduction des limites du TAS pour la TEMPERATURE AMBIANTE commence à la température charnière de 25 °C.

Pour la TEMPERATURE AMBIANTE qui dépasse la température charnière de réduction du TAS, la limite du TAS pour le CORPS ENTIER doit être réduite de 0,25 W/kg jusqu'à ce que le TAS soit de 2 W/kg pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU. La Figure 201.103 est une représentation graphique des exigences du présent paragraphe.

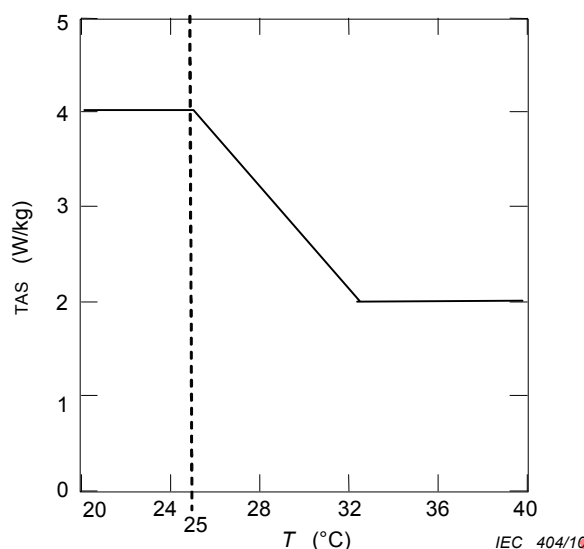


Figure 201.103 – Réduction des limites du TAS pour le corps entier pour des températures élevées

La courbe affiche des limites du TAS pour le CORPS ENTIER contre la TEMPERATURE AMBIANTE pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU.

201.12.4.103.3 Contrôle du TAS

Pour l'exposition avec une BOBINE D'EMISSION DE RF VOLUMIQUE, l'APPAREIL A RM doit contrôler le TAS DE TETE, le TAS DE CORPS PARTIEL et le TAS DE CORPS COMPLET.

Pour l'exposition avec une BOBINE D'EMISSION DE RF LOCALISEE, l'APPAREIL A RM doit contrôler le TAS LOCALISE et le TAS DE CORPS ENTIER.

NOTE 1 Selon la situation d'exposition réelle donnée, définie par les dimensions de la bobine d'émission RF et par celles du PATIENT et sa position par rapport à la bobine, l'un des éléments du TAS sera le facteur de limitation et par conséquent déterminera la puissance RF maximale qu'il est permis d'émettre.

NOTE 2 Les exigences relatives à l'affichage du TAS sont données en 201.12.4.101.

NOTE 3 Les bobines d'émission à plusieurs canaux ont des attributs appartenant à la fois aux BOBINES D'EMISSION DE RF LOCALISEE et D'EMISSION DE RF VOLUMIQUE. Le contrôle approprié du TAS dépend de l'utilisation de la bobine.

* 201.12.4.104 Protection contre l'exposition aux champs magnétiques statiques

Le champ magnétique statique de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est l'intensité du champ magnétique de fonctionnement.

Pour le champ magnétique statique, les limites de mode de fonctionnement suivantes, telles que définies en 201.12.4.101, s'appliquent:

- Le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL comprend des valeurs de champ magnétique statique inférieures ou égales à 3 T.
- Le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU comprend des valeurs de champ magnétique statique supérieures à 3 T et inférieures ou égales à 8 T.

~~En raison du caractère permanent de la valeur du champ magnétique statique, le concept d'une action délibérée de l'OPERATEUR afin d'entrer dans le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU n'est pas exigé.~~

- c) Le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU comprend des valeurs de champ magnétique statique supérieures à ~~4~~ 8 T.

Il convient que les effets physiologiques, tels que vertige et nausée, dus au champ magnétique statique à la fois pour le PATIENT et pour le PERSONNEL RM ~~doivent être~~ soient réduits. En pratique, il convient que la valeur de dB/dt , à laquelle le corps humain est exposé lors de tout déplacement dans le champ parasite magnétique statique, soit limitée. Les valeurs de dB/dt maximales autorisées sont le résultat de la vitesse du mouvement et de la non-homogénéité du champ spatial (gradient spatial du champ magnétique statique).

La vitesse de mouvement autorisée pour le transport du PATIENT dans l'alésage du système passant par le champ de gradient du champ magnétique statique doit être limitée de sorte que la valeur de dB/dt maximum à laquelle le PATIENT est exposé, ne doit pas dépasser 3 T/s. Cette limite est indépendante de l'état du PATIENT et par conséquent non liée à un mode de fonctionnement spécifique sur L'APPAREIL A RM.

Les instructions d'utilisation (voir 201.7.9.2.101 k) doivent indiquer la nécessité de limiter la vitesse du déplacement pour le PERSONNEL RM et le besoin de formation.

201.12.4.105 Méthodes pour démontrer la conformité aux exigences

201.12.4.105.1 Détermination directe des limites du RESULTAT DE SNP

Lorsque les limites du RESULTAT DE LA SNP sont basées sur une étude de détermination directe, la réalisation de l'étude et la déduction du seuil doivent être conformes au présent paragraphe.

L'étude doit être une étude sur des volontaires humains. Le paramètre observé doit être le NIVEAU DE SEUIL DE SNP.

L'étude doit avoir un protocole clairement défini, comprenant une période de formation des sujets humains et un essai de répétabilité de l'expérience. La taille de l'échantillonnage doit être au moins de 11. Des échantillons représentatifs seront obtenus en incluant des sujets adultes des deux sexes, présentant une santé normale.

Pour couvrir toutes les positions du PATIENT, la condition de position la plus défavorable doit être déterminée pour une DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE et pour un volontaire, par des déplacements successifs du volontaire dans le système de gradient.

Pour couvrir toutes les formes d'ondes, trois options sont permises:

- a) le seuil doit être enregistré pour toutes les formes d'ondes représentatives,
- b) le seuil doit être enregistré pour les formes d'ondes sinusoïdales ou trapézoïdales et la dépendance du seuil à l'égard de la forme d'onde pour d'autres formes d'ondes doit être déduite d'un modèle convenablement validé, ou
- c) pour toutes les formes d'ondes, le seuil doit être considéré comme égal à celui enregistré pour les formes d'ondes trapézoïdales ou sinusoïdales.

Pour couvrir la gamme complète des DUREES DE STIMULATION EFFECTIVES permises par le système de gradient, au moins trois valeurs par décade doivent être essayées, jusqu'à la gamme maximale pertinente d'un point de vue clinique. Une interpolation entre les résultats peut être utilisée. Toutes les UNITES DE GRADIENT doivent être soumises aux essais individuellement, et lorsqu'aucune stimulation n'est atteinte au niveau du GRADIENT maximal D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE, des combinaisons de deux ou trois UNITES DE GRADIENT doivent être soumises à essai, dans lesquelles au moins une unité est amenée à la sortie maximale.

Pour chaque forme d'onde de gradient soumise à essai, pour chaque UNITE DE GRADIENT et chaque DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE, le NIVEAU DE SEUIL DE SNP moyen doit être dérivé de la valeur de seuil observée sur chaque volontaire dans sa position la plus défavorable.

Les différences de seuil pour la même forme d'onde par UNITE DE GRADIENT observées dans l'étude peuvent être utilisées comme base pour les coefficients de pondération.

Un rapport de l'étude sur les sujets humains doit être mis à disposition pour examen, sur demande, de tout organisme d'essai qui traite de la conformité à la présente norme. Le rapport doit également être disponible, sur demande, pour tout organisme de réglementation national dans lequel l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est commercialement distribué.

Ce rapport doit au moins stipuler:

- la (les) forme(s) d'onde(s) et les DUREES DE STIMULATION EFFECTIVES utilisées;
- le paramètre utilisé pour décrire le RESULTAT DE LA SNP;
- la position la plus défavorable des volontaires dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE;
- les caractéristiques démographiques pertinentes concernant les volontaires;
- le nombre de volontaires;
- le protocole d'étude;
- le NIVEAU DE SEUIL DE SNP observé;
- le NIVEAU DE SEUIL DE SNP directement déterminé réclamé;
- la description du modèle utilisé pour déduire les seuils pour les formes d'ondes qui ne sont pas soumises à essai (le cas échéant);
- les coefficients de pondération déclarés.

201.12.4.105.2 Détermination du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal

201.12.4.105.2.1 Exigence générale pour la détermination du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal.

Pour chaque UNITE DE GRADIENT, la valeur spatiale maximale du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dans le VOLUME DE CONFORMITE doit être déterminée au TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT, soit en utilisant la forme d'onde qui est fournie par l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour l'usage clinique, soit une forme d'onde trapézoïdale ou sinusoïdale.

201.12.4.105.2.2 Détermination du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal pour le PATIENT

Cette détermination doit être faite soit par calcul a), soit par essai b), comme suit:

a) Détermination de la conformité par calcul

Quand le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est exprimé en dB/dt, le calcul peut être basé sur la géométrie des enroulements courants des bobines de gradient, en utilisant la loi de Biot-Savart.

Quand le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est exprimé en E, le calcul peut être basé sur la géométrie des enroulements courants des bobines de gradient, en utilisant l'expression magnétostatique pour le potentiel de vecteur magnétique A. Le champ électrique induit E est la négative de la dérivée temporelle de A moins le gradient du potentiel électrostatique dû aux charges électriques. Les valeurs du champ électrique de la rhéobase induite par gradient énumérées au Tableau 201.102 sont utilisées pour calculer L12 et L01. L12 et L01 sont les valeurs du champ électrique d'amplitude la plus élevée trouvées dans ou sur un modèle de PATIENT à géométrie simple homogène (conductivité = 0,2 S/m), par exemple un cylindre de rayon 0,2 m pour un

tunnel cylindrique pour le corps entier ou un ellipsoïde pour une bobine pour la tête. Le champ électrique doit être calculé à l'aide de la formule:

$$E = -\partial A / \partial t - \nabla \Phi$$

où

A est le potentiel de vecteur magnétique dû à des courants dans les bobines de gradient et

Φ est le potentiel électrostatique dû à des charges électriques (comme décrit davantage dans la section 15 des justifications).

D'autres modèles adaptés (tels que les modèles non homogènes) peuvent produire des valeurs de seuil du champ électrique différentes et peuvent être utilisés comme des alternatives, si cela est justifié par le FABRICANT.

Le potentiel de vecteur magnétique pour des segments en ligne droite peut être calculé sous forme fermée et puis être additionné (comme des composants de vecteur).

Rapport des résultats:

- dimensions du VOLUME DE CONFORMITE et coordonnées de ses limites.

Les données sont à consigner pour chaque UNITE DE GRADIENT prise individuellement:

- intensité de gradient maximale $G_{+,max}, G_{-,max}$;
- valeur du TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT;
- valeur du temps de variation qui existe lorsque l'on commute l'UNITE DE GRADIENT entre ses intensités maximales de gradient spécifiées avec le TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT (ms);
- valeur du gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique (dB/dt ou E);
- coordonnées de l'endroit où le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est au maximum;
- détails du modèle de conductivité non homogène du PATIENT, lorsqu'il est utilisé.

b) Détermination de la conformité du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE par essai

Matériel d'essai:

1) Conception de la BOBINE D'EXPLORATION

Les BOBINES D'EXPLORATION doivent être construites de sorte que trois composantes orthogonales (cartésiennes ou cylindriques) du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE puissent être mesurées. Par exemple, trois éléments orthogonaux indépendants de la BOBINE D'EXPLORATION peuvent être construits autour d'un centre commun. Cette conception de la BOBINE D'EXPLORATION permet la mesure de chaque composante indépendante du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE, sans exiger le repositionnement pendant la procédure de mesure.

Chaque élément de la BOBINE D'EXPLORATION doit être circulaire et de petite taille par rapport à l'UNITE DE GRADIENT en essai, en vue de garantir une bonne précision. L'élément de la BOBINE D'EXPLORATION consiste en n tours de fil avec un rayon de r . La longueur axiale de la bobine doit être inférieure à 20 % de son diamètre. Le diamètre des éléments de la BOBINE D'EXPLORATION ne doit pas être supérieur à 50 mm. La réponse de l'élément de la BOBINE D'EXPLORATION doit être déterminée par calcul ou par mesure. L'amplitude instantanée de la composante de dB/dt coaxiale à l'élément de la BOBINE D'EXPLORATION doit être déterminée à partir de la tension de crête, V_{bobine} , induite dans la bobine par le flux magnétique variable dans le temps:

$$|dB/dt| = |V_{coil} / (n\pi \cdot r^2)|$$

Par exemple, un élément type de BOBINE D'EXPLORATION comporterait 15 tours de fil de cuivre de 0,6 mm de diamètre sur un support de 50 mm de diamètre ($r = 25$ mm), donnant une bobine circulaire d'environ 9 mm de long. Avec une tension induite de 200 mV, on aurait alors un rapport dB/dt = 6,79 T/s coaxial à la BOBINE D'EXPLORATION.

Les éléments individuels de la BOBINE D'EXPLORATION doivent être équipés chacun d'une cellule d'atténuateur qui doit être étalonnée pour fournir la même sensibilité pour chacun des éléments de la BOBINE D'EXPLORATION, ou bien la sensibilité de chaque élément doit être connue par un calcul ou une mesure. Les signaux des différents éléments de la BOBINE D'EXPLORATION doivent être transmis en parallèle à l'entrée d'un dispositif dont la sortie est la racine carrée de la somme du carré de chaque entrée. La sortie de ce dispositif doit être une tension, la tension de la BOBINE D'EXPLORATION. Une autre possibilité consiste à calculer les éléments individuels des valeurs de dB/dt en s'appuyant sur les tensions mesurées et sur la sensibilité des éléments, telle que déterminée à partir d'un calcul ou d'une mesure. Les éléments individuels des valeurs de dB/dt peuvent ensuite être élevés au carré, additionnés, et la racine carrée de la somme obtenue utilisée pour obtenir la valeur dB/dt pour l'UNITE DE GRADIENT soumise à essai. Le coefficient de sensibilité établit la relation entre la tension de la BOBINE D'EXPLORATION V_{sortie} et dB/dt (T/s), comme suit:

$$V_{\text{sortie}} = S \text{ dB/dt}$$

La sensibilité minimale de 0,01 V/T/s est recommandée pour mesurer des amplitudes de signaux dans les régions de faible rapport dB/dt (de l'ordre de 1 T/s).

2) Étalonnage de la BOBINE D'EXPLORATION

Un étalonnage de la BOBINE D'EXPLORATION est nécessaire pour mesurer son coefficient de sensibilité, S.

3) Dispositif de mesure de la tension

Le dispositif utilisé pour la mesure de la tension induite dans la BOBINE D'EXPLORATION doit présenter une impédance d'entrée élevée et une largeur de bande suffisante pour éviter un affaiblissement du signal, par exemple un oscilloscope à mémoire.

Le dispositif de mesure de la tension (oscilloscope à mémoire) doit être placé en un endroit où il est précis et non affecté par les champs magnétiques.

La tension de la BOBINE D'EXPLORATION doit être connectée au dispositif de mesure de la tension au moyen d'un câble à impédance élevée, par exemple une paire torsadée, pour éviter des oscillations sur la forme d'onde qui ont pu être rencontrées avec les câbles coaxiaux. Les sorties de la BOBINE D'EXPLORATION peuvent être connectées à l'oscilloscope à l'aide d'un dispositif de filtrage analogique, pour atténuer au maximum les composantes de la fréquence de commutation, pour les amplificateurs de gradient utilisant des alimentations à découpage.

4) Dispositif de positionnement

Un moyen doit être fourni pour positionner et aligner la BOBINE D'EXPLORATION dans l'aimant de manière stable et reproductible. Le dispositif doit permettre le positionnement de la BOBINE D'EXPLORATION dans tout le VOLUME DE CONFORMITE.

Mesures:

Les mesures sont faites dans le VOLUME DE CONFORMITE pour chaque UNITE DE GRADIENT, en utilisant soit la forme d'onde qui est fournie par l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour un usage clinique, soit des formes d'ondes de gradient sinusoïdales ou trapézoïdales.

- Arrêter ou atténuer au maximum l'émetteur radiofréquence (RF) en vue d'éviter les interférences.
- Arrêter toutes les UNITES DE GRADIENT autres que celle en essai.
- Piloter l'UNITE DE GRADIENT au TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT avec une forme d'onde répétitive.
- Déplacer la BOBINE D'EXPLORATION dans le VOLUME DE CONFORMITE à l'endroit où sa tension est maximale.
- Mesurer la valeur de crête V_{sortie} de la tension de la BOBINE D'EXPLORATION à cet endroit.
- L'amplitude du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE doit être déterminée par $\text{dB/dt} = V_{\text{sortie}} / S$.

Rapport des résultats

<i>Paramètre, généralités:</i>	<i>Unit</i>
– dimensions du VOLUME DE CONFORMITE et coordonnées de ses limites	m
– valeur du TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT par UNITE DE GRADIENT	mT/m/ms
<i>Données relevées pour chaque UNITE DE GRADIENT individuelle:</i>	
– intensité de gradient maximale $G_{+,max}$, $G_{-,max}$	mT/m
– valeur du temps de rampe qui a lieu en commutant l'UNITE DE GRADIENT entre ses intensités de gradient maximales spécifiées au taux maximum de variation du gradient	ms
– coordonnées de l'endroit où le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est au maximum	m
– valeur du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dB/DT	T/s

201.12.4.105.2.3 Détermination du champ parasite de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE tel que requis pour les rapports en 201.7.9.3.101 bb

Pour pouvoir estimer l'exposition du PERSONNEL RM pour chaque UNITE DE GRADIENT, la valeur spatiale maximale du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE doit être déterminée en un volume, voir Figures 201.104a et 201.104b. Le modèle de point spécifique doit représenter les endroits les plus défavorables auxquels le PERSONNEL RM a accès et court le plus grand risque d'être exposé à l'UNITE DE GRADIENT.

NOTE 1 Pour les types AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL, l'axe du cylindre (c'est-à-dire l'axe du PATIENT) est perpendiculaire à l'axe de l'aimant. Le terme alésage du PATIENT est à remplacer par entrefer d'un aimant entre épanouissements polaires: le terme longueur d'aimant est à remplacer par diamètre d'épanouissement polaire.

- Le modèle de point spécifique doit être situé sur un cylindre virtuel entourant l'axe du PATIENT et présentant un diamètre égal à l'alésage du PATIENT accessible minimal.
- Le cylindre commence à l'isocentre de l'aimant et dépasse l'ouverture de l'alésage du PATIENT (moitié de la longueur de l'aimant) d'au moins 1 m et de préférence sur toute la longueur de la table d'examen du PATIENT après l'ouverture de l'alésage.
- Dans le sens de l'axe du cylindre les points doivent présenter un écart maximal de 0,05 m.
- Pour chaque position de l'axe du cylindre au moins 16 points équidistants doivent être placés sur la surface du cylindre (c'est-à-dire sur un cercle). Ces points doivent inclure les points situés à mi-chemin entre les axes du gradient x et y (c'est-à-dire $n \times 45$ degrés, $n = 1, 3, 5, 7$).
- Le vecteur de champ magnétique pour chaque GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE doit être calculé en utilisant la loi de Biot-Savart ou mesuré pour chaque point sur le cylindre.
- Pour chaque point les trois vecteurs de champ doivent être additionnés et l'amplitude de champ doit alors être déterminée.
- Les valeurs d'amplitude maximales doivent être tracées le long de la position de l'axe du cylindre. La position axiale de l'ouverture de l'alésage du PATIENT doit être indiquée.

NOTE 2 Le modèle est également considéré comme pertinent pour l'estimation de SNP possible pour le PERSONNEL RM et illustre la distribution relative du champ à l'extérieur de l'espace accessible au PATIENT.

Rapport des résultats:

- Distance des points le long de l'axe du cylindre
- Nombre de points azimutaux;
- Graphique des valeurs d'amplitude maximales le long de l'axe du cylindre

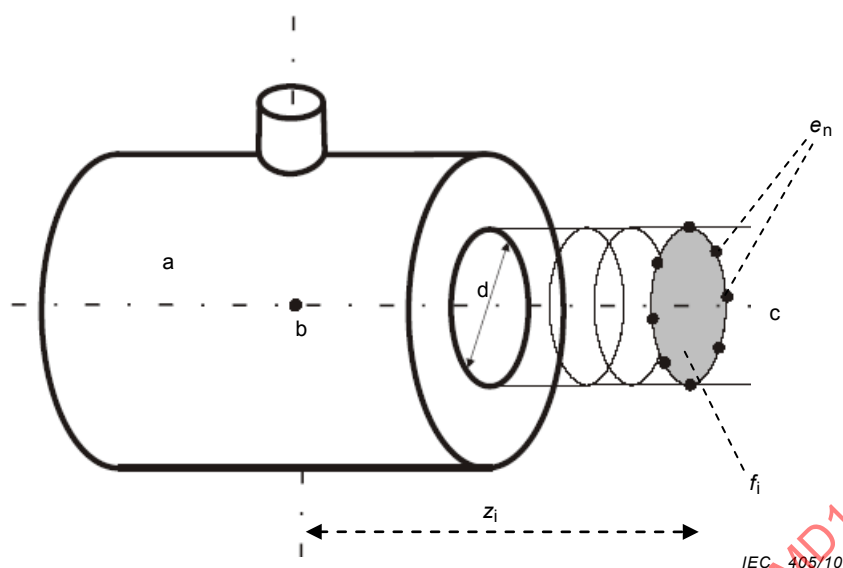


Figure 201.104a – Aimant cylindrique

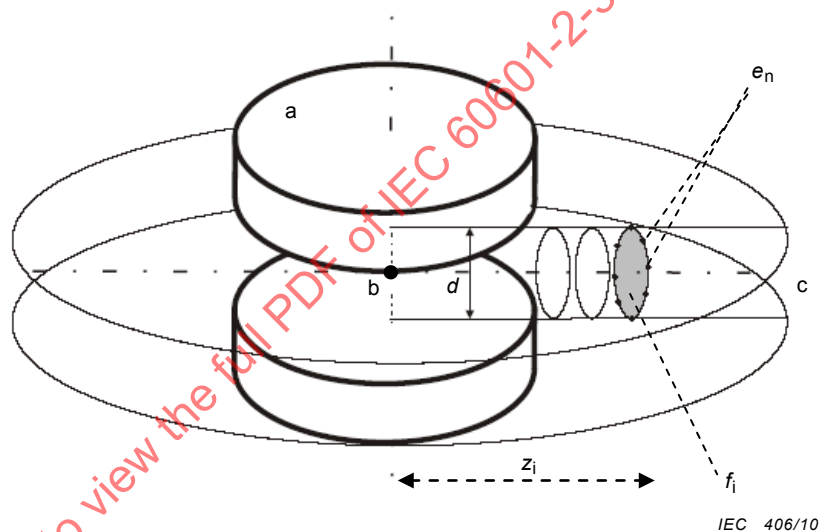


Figure 201.104b – AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL

- a aimant
- b ISOCENTRE
- c axe du PATIENT et axe d'un cylindre virtuel
- d diamètre du cylindre virtuel représentant l'alésage du PATIENT accessible minimal;
- e_n points sur la surface du cylindre où l'amplitude des trois vecteurs de champ magnétique doit être déterminée. L'amplitude de champ magnétique maximale trouvée sur la surface du cylindre à une distance z_i de l'isocentre pour tout point des points e_n représente le champ le plus défavorable sur la surface f_i .

Figure 201.104 – Volume pour déterminer le maximum spatial du gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique

201.12.4.105.3 Détermination de la fourniture d'énergie à haute fréquence**201.12.4.105.3.1 Température**

Les limites de température spécifiées en 201.12.4.103.1 peuvent être utilisées pour en déduire des limites équivalentes pour les paramètres de fonctionnement de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE. Cette détermination doit utiliser des données expérimentales ou des méthodes numériques (par exemple des méthodes par éléments finis).

201.12.4.105.3.2 Détermination du TAS

Le TAS POUR LE CORPS ENTIER doit être déterminé par la mesure de la puissance RF absorbée et la masse du PATIENT en se basant sur les données entrées par l'OPERATEUR ou sur d'autres moyens appropriés. La puissance RF absorbée déterminée par l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE doit être vérifiée par mesurage selon l'une des méthodes spécifiées ci-dessous ou selon une méthode équivalente.

Le TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS doit être déterminé à partir du TAS POUR LE CORPS ENTIER en appliquant des modèles théoriques ou empiriques correctement validés et suffisamment robustes reliant le TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS à la dimension de la BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE, à la masse et à la taille du PATIENT ainsi qu'à sa position. Un modèle adéquat pour déterminer la masse du PATIENT exposée, consiste, par exemple en une simulation de son corps par un assortiment de cylindres homogènes. La distribution du TAS LOCALISE peut être déterminée par des modèles théoriques ou par expérimentation.

Le modèle appliqué en cas de TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS et de TAS LOCALISE doit être validé par comparaison des valeurs dérivées du modèle avec les chiffres directement accessibles pour la mesure (par exemple: la distribution des températures dans un fantôme).

La conformité doit être déterminée par l'examen des mesures, qui vérifient la détermination du TAS sur la gamme entière des niveaux de puissance dont l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est capable, en assurant une exploitation sûre, donnée par les limites spécifiées du TAS.

Les méthodes acceptables utilisées pour déterminer la puissance RF absorbée sont désignées sous le nom de « méthode à impulsion d'énergie » et « méthode calorimétrique » conformément à NEMA MS 8.

*** 201.12.4.105.3.3 Détermination du champ parasite B_1 tel que requis pour les rapports en 201.7.9.3.101 b)**

Le champ magnétique d'émission RF maximal de la bobine d'émission RF doit être mesuré ou calculé et consigné aux emplacements accessibles et pertinents pour le PERSONNEL RM.

Le champ $B_1(z)$ doit être mesuré ou calculé à partir de différents points le long de l'axe du PATIENT (c'est-à-dire la direction z) en commençant dans l'ISOCENTRE.

NOTE 1 Pour les aimants solénoïdes, l'axe du PATIENT est équivalent à l'axe de l'aimant; pour les types AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL, l'axe du cylindre (c'est-à-dire l'axe du PATIENT) est perpendiculaire à l'axe de l'aimant.

Il suffit de mesurer/calculer le champ B_1 le long de l'axe du PATIENT uniquement car le champ B_1 est supposé être suffisamment homogène sur chaque plan transversal de la bobine d'émission RF.

- La distance entre chaque point successif ne doit pas dépasser 0,1 m.
- L'amplitude du champ B_1 doit être mesurée ou calculée pour chaque point

Pour les aimants avec champ d'émission RF polarisé circulaire, il suffit de déterminer le composant radial uniquement.

- Pour effectuer cette mesure, il est possible d'utiliser une bobine exploratrice adaptée et un analyseur de réseau ou générateur de signal RF et un analyseur de spectre
- Le rapport de $B_1^2(z)$ et $B_1^2(0)$ doit être calculé pour chaque point.
- La valeur calculée pour un point unique à la distance z de l'isocentre de l'aimant doit s'appliquer à tous les endroits sur une zone de base d'un cône virtuel pour représenter la situation la plus défavorable sur cette zone de base, voir Figures 201.105a et 201.105b. La zone de base du cône est la zone perpendiculaire à la ligne droite à la distance z de l'isocentre. Le cône est défini par l'angle d'ouverture donné par la projection depuis l'isocentre de l'aimant jusqu'à son ouverture. La hauteur du cône est donnée par la distance z (voir Figure 201.105a).

Pour les types AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL la zone est définie par la superposition des zones de base en faisant tourner le cône autour de l'isocentre de l'aimant (voir Figure 201.105b).

NOTE 2 Voir les justifications pour une explication détaillée.

Rapport des résultats:

- Coordonnées axiales aux points auxquels $B_1^2(z)$ est mesuré ou calculé, c'est-à-dire aux positions accessibles à et appropriées pour le PERSONNEL RM.
- Amplitude du champ magnétique $B_1^2(z)$ aux points mesurés relative à l'amplitude de $B_1^2(0)$ à l'ISOCENTRE.

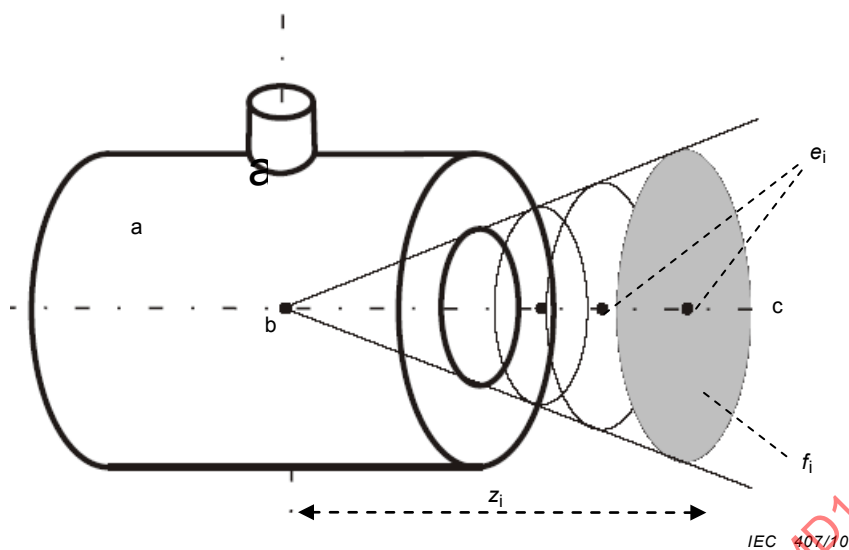


Figure 201.105a – Aimant cylindrique

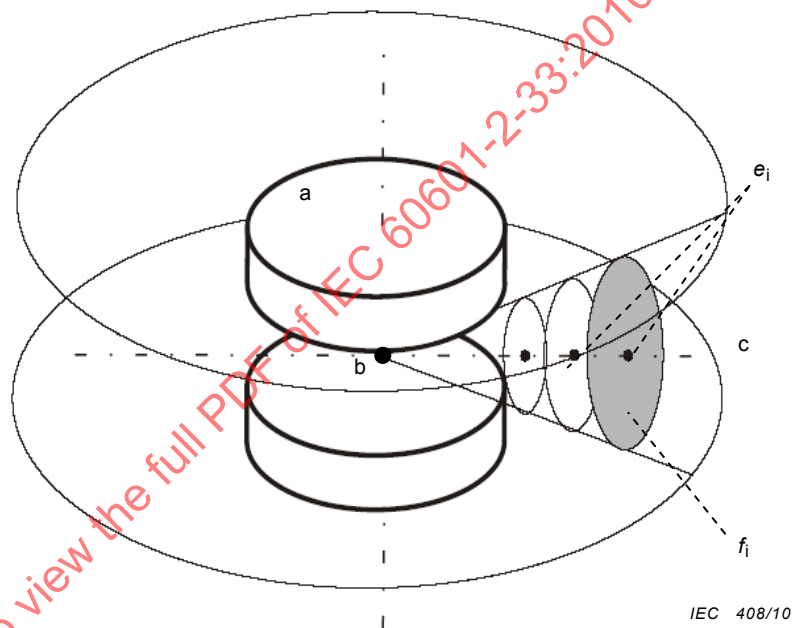


Figure 201.105b – AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL

a aimant

b ISOCENTRE

c axe du PATIENT

 z_i distance du point e_i à l'isocentre.

$B_1(z_i)$ doit être déterminé par mesure ou calcul. Le rapport de $B_1^2(z_i)$ et $B_1^2(0)$ doit être calculé pour chaque point e_i . La valeur calculée au point e_i doit s'appliquer à la zone grise correspondante f_i . La valeur au point e_i représente toujours le cas le plus défavorable pour tout emplacement dans la zone f_i .

Figure 201.105 – Volume pour déterminer le champ parasite B_1

*** 201.12.4.106 Limites fixes aux sorties physiques des APPAREILS À RM**

201.12.4.106.1 Généralités

Le balayage d'un PATIENT portant un dispositif étiqueté à RM conditionnelle peut exiger des sorties contrôlées de l'APPAREIL À RM à un niveau inférieur aux capacités des systèmes. Le FABRICANT de l'APPAREIL À RM peut mettre en œuvre une OPTION À PARAMÈTRES FIXES (FPO) à cette fin. Si elle est mise en œuvre, l'OPTION FPO doit être conçue pour satisfaire à toutes les exigences de 201.12.4.106. L'OPTION FPO ne doit pas perturber l'application correcte d'évaluation et de compte-rendu des modes de fonctionnement (voir 201.12.4.101).

Un système ayant mis en œuvre l'OPTION FPO garantit que les sorties contrôlées ne dépassent pas les valeurs spécifiées. La sécurité d'un implant à RM conditionnelle étiqueté pour l'OPTION FPO ne peut pas être évaluée par un système utilisant cette option.

201.12.4.106.2 Valeurs limites

Les limites suivantes doivent être appliquées au champ RF et au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNÉTIQUE lorsque l'APPAREIL À RM fonctionne en mode FPO. L'ensemble de valeurs donné dans le Tableau 201.107 doit être appelé FPO:B.

NOTE 1 B désigne "mise en œuvre élémentaire". Cela reflète la possibilité d'ajouter une autre OPTION FPO à un moment ultérieur avec d'autres valeurs limites que celles définies en 201.107.

Tableau 201.107 – Limites FPO applicables aux SYSTÈMES À RM cylindriques

Paramètre physique	FPO:B
Intensité de champ magnétique statique nominale	1,5 T
Bobines applicables	BOBINE D'ÉMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER à cage d'oiseau BOBINE D'ÉMISSION RF POUR LA TÊTE à cage d'oiseau des RADIOFRÉQUENCES À POLARISATION CIRCULAIRE doivent être appliquées
$B_{1+} \text{ CRÊTE}$	$\leq 30 \mu\text{T}$
$B_{1+} \text{ EFF.}$	$\leq 3,2 \mu\text{T}$
$(dB/dt \text{ CRÊTE})_{\text{FPO}}$	$\leq 100 \text{ T/s}$
$(dB/dt \text{ EFF})_{\text{FPO}}$	$\leq 56 \text{ T/s}$

NOTE 2 Des systèmes à RM cylindriques avec ouvertures elliptiques du PATIENT peuvent satisfaire aux exigences concernant l'OPTION FPO:b.

201.12.4.106.3 Interface utilisateur

Le POSTE DE COMMANDE des APPAREILS À RM doit permettre d'activer l'OPTION FPO lors de l'enregistrement du PATIENT. Active, l'interface utilisateur doit indiquer que l'option FPO est activée et fournir la version FPO (par exemple, FPO:B). L'OPTION FPO:B reste active pendant la durée restante de l'examen jusqu'au prochain enregistrement du PATIENT.

***201.12.4.106.4 Mise en œuvre et démonstration de la conformité pour $B_{1+} \text{ CRÊTE}$**

L'APPAREIL À RM doit contrôler la valeur de $B_{1+} \text{ CRÊTE}$ pour chaque impulsion de RF dans toutes les séquences, y compris les séquences d'ajustement (pré-balayage), en ne dépassant toutefois pas les valeurs spécifiées dans le Tableau 201.107.

La conformité est démontrée par une revue de conception des limites appliquées dans le logiciel de pré-calcul des séquences, ou par une évaluation des valeurs B_{1+} CRÊTE pré-calculées pour toutes les impulsions RF dans les séquences développées dans le cadre des restrictions FPO. La conformité doit être évaluée pour toutes les séquences d'ajustement destinées à être utilisées avec l'OPTION FPO activée. De plus, l'APPAREIL À RM peut recourir à des contrôles automatiques et/ou des vérifications logicielles à l'exécution pour assurer que la valeur B_{1+} CRÊTE réelle ne dépasse jamais les valeurs B_{1+} CRÊTE comme cela est spécifié dans le Tableau 201.107. La justification décrit une méthode possible de contrôle de la valeur B_{1+} CRÊTE.

NOTE L'amplitude localisée spatialement du vecteur B_1 total, notamment dans la position excentrée, peut dépasser la valeur nominale de B_{1+} CRÊTE d'un ordre de grandeur au plus.

201.12.4.106.5 Mise en œuvre et démonstration de la conformité pour B_{1+} EFF

L'APPAREIL À RM doit contrôler la valeur de B_{1+} EFF. pour toutes les séquences, y compris les séquences d'ajustement (par exemple, pré-balayage), en ne dépassant toutefois pas les valeurs spécifiées dans le Tableau 201.107.

La conformité doit être démontrée par une revue de conception.

NOTE L'amplitude localisée spatialement du vecteur B_1 EFF total, notamment dans la position excentrée, peut dépasser la valeur nominale de B_{1+} EFF d'un ordre de grandeur au plus.

201.12.4.106.6 Mise en œuvre et démonstration de la conformité pour $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO}

L'APPAREIL À RM doit contrôler la valeur de $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} à chaque variation du gradient, dans toutes les séquences, y compris les séquences d'ajustement, en ne dépassant toutefois pas les valeurs spécifiées dans le Tableau 201.107.

Les valeurs de $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} doivent être contrôlées à une surface qui offre une distance dans l'air de 5 cm par rapport à l'encombrement du volume accessible du PATIENT.

La valeur $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} doit être calculée par séquence.

La conformité est démontrée par application des méthodes de calcul spécifiées en 201.12.4.105.2.2 à la surface qui offre une distance dans l'air de 5 cm par rapport à l'encombrement du volume accessible du patient. Basé sur les symétries, le calcul d'un octant de la bobine de gradient peut s'avérer suffisant pour démontrer la conformité. La validation logicielle applicable aux séquences représentatives doit démontrer que les valeurs calculées ne dépassent pas la valeur définie dans le Tableau 201.107. Ceci peut prendre la forme d'un mesurage réalisé avec une bobine exploratrice aux emplacements représentatifs.

201.12.4.106.7 Mise en œuvre et démonstration de conformité pour $(|dB/dt|$ EFF)_{FPO}

L'APPAREIL À RM doit contrôler la valeur de $(|dB/dt|$ EFF)_{FPO} pour toutes les séquences, y compris les séquences d'ajustement, en ne dépassant toutefois pas les valeurs spécifiées dans le Tableau 201.107. Le FABRICANT doit sélectionner un des cinq niveaux suivants sur la base de l'évaluation numérique du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNÉTIQUE afin de mettre en œuvre le contrôle de la valeur de $(|dB/dt|$ EFF)_{FPO}.

- a) Calculer le POURCENTAGE DE VARIATION maximal admis en utilisant $(|dB/dt|$ EFF)_{FPO} et $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} du Tableau 201.107 où la relation est $(|dB/dt|$ EFF)_{FPO} = $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} * SQRT(POURCENTAGE DE VARIATION). L'APPAREIL À RM doit assurer par évaluation des formes d'ondes de gradient que le POURCENTAGE DE VARIATION réel dans la séquence ne dépasse pas le POURCENTAGE DE VARIATION maximal admis.
- a) Calculer la valeur de crête $|dB/dt|$ pour chaque variation de gradient à l'aide de la méthode décrite en 201.12.4.106.6, déterminer la valeur maximale globale $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} de toutes les variations de gradient dans la séquence, et utiliser cette valeur maximale pour calculer la valeur $(|dB/dt|$ EFF)_{FPO} = $(|dB/dt|$ CRÊTE)_{FPO} * SQRT(POURCENTAGE DE

VARIATION), où le POURCENTAGE DE VARIATION réel dans la séquence est déduit au moyen de l'évaluation numérique issue de la forme d'onde du gradient de séquence. L'APPAREIL À RM doit assurer que la valeur $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ ne dépasse pas la valeur du Tableau 201.107.

- b) Calculer la valeur de crête $|dB/dt|$ pour chaque variation de gradient à l'aide de la méthode décrite en 201.12.4.106.6. $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ doit être déduite d'une intégration complète des valeurs de crête $|dB/dt|$ pour les variations individuelles pendant toute la durée de la séquence. L'APPAREIL À RM doit assurer que la valeur $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ ne dépasse pas la valeur du Tableau 201.107.
- c) Calculer la valeur de crête $|dB/dt|$ pour chaque variation de gradient dans tous les octants de la bobine de gradient. $|dB/dt|_{EFF}$ doit être évaluée dans chaque octant par intégration complète pendant toute la durée de la séquence de la valeur de crête $|dB/dt|$ de toutes les variations de gradient. $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ est la valeur maximale de $|dB/dt|_{EFF}$ telle que calculée dans chaque octant. L'APPAREIL À RM doit assurer que la valeur $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ ne dépasse pas la valeur du Tableau 201.107.
- d) Calculer la valeur de crête $|dB/dt|$ entre chaque point de contrôle des formes d'onde de gradient dans tous les octants de la bobine de gradient. $|dB/dt|_{EFF}$ doit être évaluée dans chaque octant par intégration complète pendant toute la durée de la séquence. $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ est la valeur maximale de $|dB/dt|_{EFF}$ telle que calculée dans chaque octant. L'APPAREIL À RM doit assurer que la valeur $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ ne dépasse pas la valeur du Tableau 201.107.

NOTE Chaque niveau offre de manière progressive une plus grande exactitude et de meilleures performances des séquences.

L'intervalle d'évaluation $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ ne doit pas dépasser 6 min. Si la séquence dépasse 6 minutes, consigner dans un rapport le segment de 6 minutes le plus défavorable. Si la séquence est inférieure à 6 min, l'intervalle d'évaluation $(|dB/dt|_{EFF})_{FPO}$ peut être moyenné sur plusieurs séquences, sans toutefois dépasser 6 minutes.

La conformité est démontrée par simulation des séquences représentatives.

201.13 SITUATIONS DANGEREUSES et conditions de défaut

L'Article 13 de la norme générale s'applique.

201.14 SYSTEMES ELECTROMEDICAUX PROGRAMMABLES (SEMP)

L'Article 14 de la norme générale s'applique.

201.15 Construction de l'APPAREIL EM

L'Article 15 de la Norme Générale s'applique, avec l'exception suivante:

Addition:

201.15.101 Liquides cryogéniques et gaz cryogéniques

Pour un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE équipé d'un aimant supraconducteur, des moyens doivent être mis en place pour surveiller le ou les niveau(x) du cryogène.

Des exigences sur les dispositions des INSTRUCTIONS D'UTILISATION concernant les informations sur les liquides cryogéniques et les gaz cryogéniques sont données en 201.7.9.2.101. f).

201.16 SYSTEMES EM

L'Article 16 de la Norme Générale s'applique, avec l'exception suivante:

201.16.8 Interruption de l'alimentation électrique de parties d'un SYSTEME EM

Addition:

201.16.8.101 UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP

L'APPAREIL A RM équipé d'un aimant supraconducteur ou d'un aimant résistif doit être doté d'une UNITE DE COUPURE D'URGENCE DE CHAMP.

NOTE 1 Une telle situation d'urgence est celle, par exemple, où des personnes se trouvent piégées dans le champ magnétique du fait d'objets ferromagnétiques.

NOTE 2 Les exigences concernant la mise à disposition des informations dans les instructions d'utilisation au sujet de l'unité de coupure d'urgence sont données en 201.7.9.2.101 m).

NOTE 3 Des informations concernant les caractéristiques d'affaiblissement du champ magnétique, lors d'une coupure d'urgence du champ, sont requises en 201.7.9.3.101 d) pour les documents d'accompagnement.

201.16.8.102 Interruption de l'examen

Des moyens permettant à l'OPERATEUR d'arrêter immédiatement le balayage en coupant le courant du système de gradient et celui de la bobine d'émission de RF doivent être prévus.

*** 201.17 Compatibilité électromagnétique des APPAREILS et SYSTEMES EM**

L'Article 17 de la norme générale s'applique.

NOTE Dans l'Article 202 de la présente norme particulière, des exigences supplémentaires pour la compatibilité électromagnétique sont indiquées.

*** 202 Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais**

L'IEC 60601-1-2:2007 2014 s'applique avec l'exception suivante:

~~202.6 COMPATIBILITE ELECTROMAGNETIQUE~~

Addition:

~~202.6.101 COMPATIBILITE ELECTROMAGNETIQUE DE L'APPAREIL A RM~~

~~A l'extérieur de la ZONE A ACCES CONTROLE, le champ magnétique parasite doit être inférieur à 0,5 mT et le niveau d'interférence électromagnétique doit être conforme à la Norme Collatérale IEC 60601-1-2.~~

~~A l'intérieur de la ZONE A ACCES CONTROLE, les exigences de la norme IEC 60601-1-2 ne s'appliquent pas. Les exigences énoncées dans le paragraphe 201.7.9.2.101 e) sont applicables.~~

NOTE 1 Pour ce qui concerne la compatibilité électromagnétique, la ZONE A ACCES CONTROLE installée doit être considérée comme faisant partie du SYSTEME A RM.

NOTE 2 A l'intérieur de la zone à accès contrôlé, des exigences spéciales d'interface peuvent être établies par le fabricant de L'APPAREIL A RM.

202.2 Références normatives

Amendement:

Supprimer les références normatives suivantes: IEC 60601-1-11:2010, IEC 60601-1-12, IEC 60601-2-2:2009, IEC 60601-2-3:2012.

202.5 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM et des SYSTÈMES EM

202.5.1 Exigences supplémentaires pour le marquage sur l'extérieur des APPAREILS EM et SYSTÈMES EM spécifiés pour une utilisation uniquement dans l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL d'un emplacement protégé

Remplacement:

L'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL pour le SYSTÈME À RM est défini comme le local équipé de protections RF contenant l'aimant, y compris la porte d'accès, les panneaux d'entrée des câbles d'alimentation et de commande, et une fenêtre facultative. L'efficacité de la protection RF de ce local doit être spécifiée dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

202.5.2 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

202.5.2.1 Instructions d'utilisation

Amendement:

Le présent paragraphe ne s'applique pas aux instructions d'utilisation, mais à la description technique du SYSTÈME À RM.

202.5.2.1.1 * Généralités

Amendement:

Supprimer les points c) et f).

202.5.2.2 Description technique

202.5.2.2.2 Exigences applicables aux APPAREILS EM et aux SYSTÈMES EM spécifiés pour une utilisation uniquement dans un ENVIRONNEMENT SPÉCIAL à emplacement protégé

Amendement:

Supprimer le point d).

Addition:

aa) les pratiques recommandées qui permettent de maintenir l'efficacité de la protection RF et l'intégrité du local à protection RF pendant la DURÉE DE VIE EN SERVICE PRÉVUE du SYSTÈME À RM.

NOTE Les exemples de pratiques recommandées incluent, sans toutefois s'y limiter, les pratiques suivantes:

- nettoyage et inspection périodiques de la (des) porte(s) d'accès RF. La réalisation de la protection RF de la (des) porte(s) d'accès est remise en cause si elle(s) est (sont) endommagée(s) ou si des saletés et des débris s'accumulent sur le périmètre de la ou des portes;
- ne permettre à aucun câble électrique non autorisé de pénétrer dans le local à protection RF;
- ne permettre aucune modification non autorisée du local à protection RF.

202.7 EXIGENCES D'ÉMISSIONS ÉLECTROMAGNÉTIQUES CONCERNANT LES APPAREILS ET LES SYSTÈMES EM

Addition:

202.7.101 ÉMISSIONS ÉLECTROMAGNÉTIQUES pour les APPAREILS À RM

L'APPAREIL À RM hors de l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL doit satisfaire à l'Article 7 de l'IEC 60601-1-2:2014.

À l'intérieur de l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL, l'Article 7 de l'IEC 60601-1-2:2014 ne s'applique pas. Les exigences énoncées en 201.7.9.2.101 e) sont applicables.

202.8 Exigences d'IMMUNITÉ électromagnétique concernant les APPAREILS À RM

Addition:

202.8.101 IMMUNITÉ électromagnétique pour les APPAREILS À RM

L'APPAREIL À RM hors de l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL doit satisfaire à l'Article 8 de l'IEC 60601-1-2:2014.

Toutes les PARTIES ACCESSIBLES par l'OPÉRATEUR et le PATIENT de l'APPAREIL À RM dans l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL doivent satisfaire aux exigences ESD de l'Article 8 de l'IEC 60601-1-2:2014.

Le processus de GESTION DES RISQUES DU FABRICANT doit déterminer s'il convient que les composants de l'APPAREIL À RM utilisé dans l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL satisfassent aux exigences de l'Article 8 afin de maintenir la SÉCURITÉ DE BASE et les PERFORMANCES ESSENTIELLES.

NOTE Lors du choix des exigences d'immunité dans l'environnement spécial, le fabricant prend en compte les perturbations électromagnétiques relatives aux phénomènes électromagnétiques qui peuvent interférer avec les dispositions pour assurer la sécurité de base et les performances essentielles.

Annexes

Les annexes de la norme générale s'appliquent, avec l'exception suivante:

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

Annexe D (informative)

Symboles des marquages

L'Annexe D de la norme générale s'applique, avec l'exception suivante:

Addition:

Des signaux et des symboles de sécurité supplémentaires qui peuvent être utilisés pour le marquage sur ou avec les SYSTÈMES À RM et les APPAREILS À RM sont donnés dans les Tableaux 201.D.101, 201.D.102 et 201.D.103.

Tableau 201.D.101 – Exemples de signaux d'avertissement et de signaux³⁾ d'interdiction: Signaux de sécurité À RM

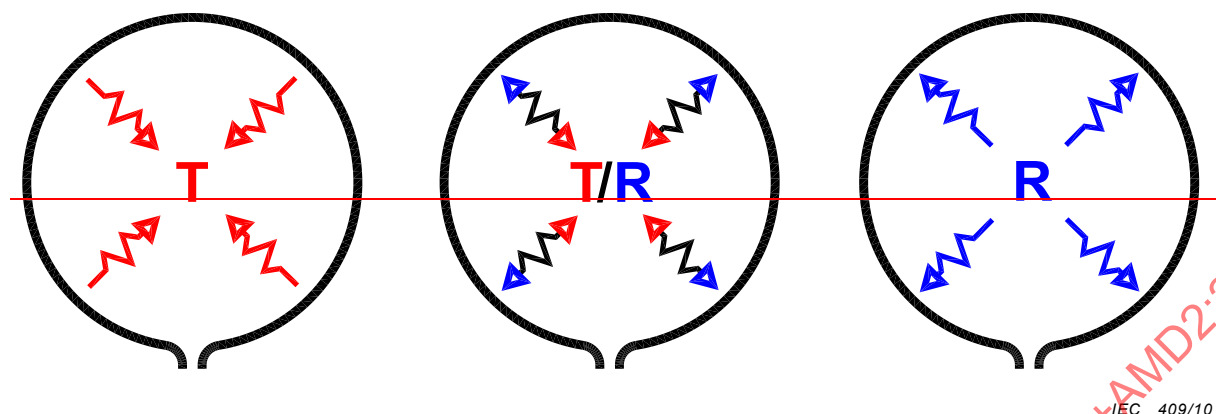
N°	Signal de sécurité	Référence	Titre
1		ISO 7010-W005	Signal d'avertissement Avertissement, ~~RISQUE de champ magnétique de forte intensité~~ rayonnement non ionisant
2		ISO 7010-W006	Signal d'avertissement Avertissement, ~~RISQUE de rayonne-ment non-ionisant~~ champ magnétique
3		ISO 7010-P007	Signal d'interdiction Accès interdit aux personnes portant ~~un~~ stimulateur cardiaque des implants cardiaques actifs
4		ISO 7010-P014	Signal d'interdiction Accès interdit aux personnes portant des implants métalliques

³⁾ La couleur et la forme de base de ces signaux d'avertissement et d'interdiction ont été tirées de l'ISO 3864-1.

N°	Signal de sécurité	Référence	Titre
5		ISO 7010-P008	Signal d'interdiction Accès interdit avec des Pas d'objets métalliques ou de montres
6		ISO 7010-M003	Porter une protection auditive
7		ISO 7010-M004	Porter une protection oculaire
8		ISO 7010-M009	Porter des gants de protection

D'autres exemples de signaux pour le marquage mis en place pour les dispositifs médicaux et d'autres éléments en vue de la sécurité dans les environnements à RM sont introduits dans la norme ASTM F2503-05. Il s'agit spécifiquement du marquage pour les dispositifs à RM sûre, RM conditionnelle et RM non sûre.

Les symboles présentés dans le Tableau 201.D.102 peuvent être utilisés sur des bobines RF afin de permettre l'identification du type de bobine utilisé.



IEC 409/10

Figure 201.D.101 – Signaux indiquant une bobine d'émission de RF uniquement, une bobine d'émission / réception de RF et une bobine de réception de RF uniquement

Tableau 201.D.102 – Symboles pour bobines RF

N°	Signal de sécurité	Signal de sécurité (variante)	Référence	Titre
1			IEC 60417-6191 (2013-05)	Bobine d'émission de RF <i>NOTE Les flèches peuvent être de couleur rouge. Le symbole littéral T en rouge peut être ajouté de manière contiguë au symbole graphique</i>
2			IEC 60417-6192 (2013-05)	Bobine d'émission et de réception de RF <i>NOTE Les pointes de flèches dirigées vers le centre peuvent être de couleur rouge, et celles excentrées peuvent être de couleur bleue. Le symbole littéral T/R en rouge et en bleu respectivement, peut être ajouté de manière contiguë au symbole graphique</i>
3			IEC 60417-6193 (2013-05)	Bobine de réception de RF <i>NOTE Les flèches peuvent être de couleur bleue. Le symbole littéral R en bleu peut être ajouté de manière contiguë au symbole graphique</i>

Les symboles présentés dans le Tableau 201.D.103 peuvent être appliqués avec des éléments qui peuvent être utilisés dans la ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ. On peut trouver des

informations supplémentaires concernant les exigences d'étiquetage pour les éléments qui peuvent être utilisés dans la ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ dans l'IEC 62570:2014 [144].

Tableau 201.D.101 – Symboles pour RM conditionnelle

N°	Signal de sécurité	Référence	Titre
1	 Ou 	IEC 62570:2014	RM sûre
2		IEC 62570:2014	RM conditionnelle <i>NOTE Pour les éléments à RM conditionnelle, d'autres marquages complémentaires tels que définis dans l'IEC 62570:2014 sont exigés pour identifier les conditions d'utilisation.</i>
3		IEC 62570:2014	RM non sûre

NOTE Lorsque la reproduction des couleurs n'est pas pratique, les symboles donnés dans ce tableau peuvent être imprimés en noir et blanc. L'utilisation des symboles de couleur est vivement encouragée pour la visibilité et les informations supplémentaires fournies par la couleur.

Annexe AA (informative)

Guide particulier et justifications

AA.1 Justifications pour des articles et paragraphes particuliers

Les justifications suivantes concernent des articles et paragraphes particuliers dans la présente norme particulière, dont les numéros d'articles et de paragraphes s'alignent sur ceux figurant dans le corps du document.

Concernant l' Introduction

Ces dernières années, avant la réalisation de la troisième édition de la présente norme, un certain nombre de publications d'intérêt général pour la sécurité des dispositifs de balayage RM, ont été rendues disponibles. Il est fait référence à ces publications à titre d'information générale, voir [150, 151, 152, 153]⁴⁾. Indépendamment des champs magnétiques spécifiques générés dans et autour d'un dispositif de balayage à RM, des comités tels que l'IEEE [154] et l'ICNIRP [131, 162] ont défini des limites d'exposition pour l'exposition au champ statique et électrique variable avec le temps, magnétique et électromagnétique pour le personnel dans des environnements contrôlés. Peu de temps après la validation de la deuxième édition de la présente norme, l'ICNIRP a publié un dénommé 'énoncé' traitant spécifiquement de la sécurité des patients RM [132].

Un nouvel aspect important introduit dans le deuxième amendement de la deuxième édition de la présente norme, réside dans le fait que l'employeur du PERSONNEL RM est encouragé à définir des règles et à formuler des exigences pour le PERSONNEL RM parce que les EMF produits par L'APPAREIL A RM peuvent se traduire par l'exposition du personnel, qui est ou sera limitée par la loi. Dans le deuxième amendement les limites d'exposition pour le PERSONNEL RM sont présentées. Elles sont identiques à celles autorisées pour les PATIENTS. Tous les niveaux d'exposition autorisés pour un PATIENT et pour un membre du PERSONNEL RM garantissent leur protection contre les effets négatifs pour la santé. Alors que l'exposition des membres du personnel peut être physiquement différente en raison de l'orientation des membres du personnel par rapport à l'orientation des PATIENTS, les mêmes limites d'exposition s'appliquent. Le fait que certaines limites d'exposition pour les PATIENTS sont modifiées dans la présente 3e édition de la norme ne rend pas cette déclaration non valable. Ainsi, dans la 3e édition de la norme également, les limites d'exposition pour le PERSONNEL RM sont égales à celles autorisées pour les PATIENTS. Les justifications de ce choix indiquées dans le 2e amendement sont toujours valables et peuvent être consultées dans les justifications des paragraphes 201.7.9.2.101 h) et 201.7.9.2.101 k) de la présente 3e édition de la norme.

Concernant 201.3.201 – B_{1+RMS}

B_{1+RMS} est affiché sur le POSTE DE COMMANDE pour fournir un système métrique complémentaire au TAS du dépôt de puissance RF. La valeur de B_{1+RMS} peut par exemple être utilisée en tant que commande sur le dépôt de puissance RF admissible dans l'étiquetage de l'implant par le fabricant pour les patients portant des implants.

B_{1+RMS} sur le POSTE DE COMMANDE représente la valeur maximum lorsque l'on en fait la moyenne sur une période de 10 s de la séquence, et est estimé au centre de la bobine d'émission de RF. La valeur de B_1 dans le calcul est basée sur les deux sens de polarisation dans le châssis rotatif [155].

4) Les chiffres entre parenthèses renvoient à la Bibliographie.

$$B_1(t) = \sqrt{|B_{1+}(t)|^2 + |B_{1-}(t)|^2}$$

où B_{1+} est le composant du champ de RF dans le châssis rotatif qui est utile pour incliner la magnétisation nucléaire et B_{1-} est le composant de RF qui tourne à contre sens de la rotation de la magnétisation nucléaire.

Il faut noter que pour la pure polarisation circulaire $|B_{1-}(t)| = 0$ et pour la polarisation linéaire $|B_{1-}(t)| = |B_{1+}(t)|$.

Pour une impulsion rectangulaire avec une durée τ et une amplitude $|B_{1+}|$ dans le châssis tournant positivement, l'angle d'inclinaison θ est

$$\theta = \gamma |B_{1+}| \tau$$

où γ est la constante gyromagnétique nucléaire.

Concernant 201.3.207 – TEMPERATURE AMBIANTE

Pour la présente norme la TEMPERATURE AMBIANTE est calculée comme suit. Soit la température de la salle d'analyse (en °C) = T_r . Soit la température de la paroi de l'alésage du PATIENT dans l'analyseur (en °C) = T_b . Soit la longueur de l'alésage de l'aimant = L . Supposons la taille du PATIENT typique $h = 1,76$ m. Supposons que le coefficient de convection est $hc = 9,5$ W/(m² °C). Prenons comme coefficient du rayonnement $hr = 8,0$ W/(m² °C). Alors la TEMPERATURE AMBIANTE, T_e , peut être calculée, comme suit.

Soit la température de la peau du PATIENT (en °C) = T_s et supposons que sur toute la surface, A , du PATIENT, l'énergie est dissipée par convection, C , dans l'air à TEMPERATURE AMBIANTE:

$$C = Ahc(T_r - T_s) .$$

NOTE Il est à noter que l'énergie négative implique que l'énergie est dissipée par le PATIENT. Une hypothèse conservatrice consiste à supposer que l'énergie du PATIENT est dissipée par rayonnement vers la paroi de l'alésage sur la zone de surface entière PATIENT.

$$R = Ahr(T_b - T_s) .$$

La perte de chaleur totale est équivalente à la chaleur perdue à une TEMPERATURE AMBIANTE uniforme, T_e :

$$A(hc + hr)(T_e - T_s) = R + C = Ahc(T_r - T_s) + Ahr(T_b - T_s) .$$

Résultat pour T_e dans l'expression:

$$T_e = \frac{hcT_r + hrT_b}{(hc + hr)} .$$

Concernant 201.3.213 – EXAMENS D'INTERVENTION PAR RM

Exemples: cytologie d'aspiration, biopsie au trocart, biopsie mammaire, localisation des fils, placement d'une électrode en profondeur dans le cerveau pour l'EEG en cas de pallidectomies, chimio-ablation, cryochirurgie et ablation thermique par laser, ultrasons

focalisés et énergie de radiofréquence. Peuvent être utilisés dans la salle d'opération pour guider la résection de tumeur de cerveau après une craniotomie. Peuvent être associés aux examens endoscopiques en permettant une localisation ou une visualisation externe et interne.

Exemple d'appareils: Aimants à architecture ouverte et séquences d'imagerie rapide (fluoroscopie). Console intérieure.

Exemples de séquences spéciales: Contrôle de la température, imagerie selon la méthode du « trou de serrure »

Visualisation et localisation non-invasives. Problème de déformation géométrique due aux gradients non linéaires et aux artefacts de susceptibilité.

Conséquences pour la sécurité des membres du PERSONNEL RM et du PATIENT: L'architecture ouverte permet l'accès aux niveaux supérieurs de tous les champs (statique et magnétique à variation temporelle, RF).

Compatibilité des instruments: La première étape vers une IRM d'intervention pratique consiste à développer l'instrumentation pouvant fonctionner de manière satisfaisante et sécurisée dans les champs des analyseurs à RM cliniques. Il existe un risque d'accidents dû à la force induite magnétiquement sur les instruments chirurgicaux ou sur les appareils de surveillance. Des artefacts d'image peuvent être provoqués par des différences de susceptibilité. Les artefacts dépendent également des séquences d'impulsion (l'écho de gradient en entraîne plus). Augmentation des artefacts avec la puissance de champ. L'instrumentation comprend les systèmes de contrôle de l'anesthésie, les lasers, les générateurs RF et les systèmes de suivi. Les gradients induiront une tension et un courant et peuvent provoquer des artefacts, par conséquent, il convient d'éviter les boucles dans les câbles pour empêcher le danger EMI entre l'électronique du dispositif de balayage et l'électronique interventionnelle.

Les aiguilles, cathéters et autres instruments compatibles avec la RM développés à des fins d'intervention (composés d'acier inoxydable à forte teneur en nickel et d'autres matériaux compatibles avec la RM) réduisent le couple du champ statique et limitent les artefacts de susceptibilité.

Les modes opératoires d'intervention ont de plus en plus recours aux SYSTEMES A RM, il convient donc de mesurer la résistance de liaison et les tensions de contact sur les unités à RM, de la même manière que sur les systèmes radiographiques conventionnels.

Des différences de mode opératoire sont nécessaires, en raison du champ magnétique fort dans la salle d'analyse, mais les principes généraux restent les mêmes.

Il convient que les tensions de contact soient mesurées à l'aide d'un multimètre numérique avec détection automatique conventionnel, équipé d'un ensemble de câbles d'essai, assez longs pour que le multimètre puisse se trouver en-dehors de la salle d'analyse. Il convient qu'un câble soit fixé à la Barre de mise à la terre de référence (ERB), et l'autre muni d'une sonde à extrémité pointue utilisée pour vérifier les tensions de contact sur toutes les surfaces conductrices accessibles à l'intérieur de la salle d'analyse. Il convient que la sonde soit soumise à essai afin de garantir qu'elle ne contient pas une quantité significative de matériau magnétique, à l'aide d'un aimant d'essai.

Il convient également que les mesures soient effectuées entre le point de mise à la terre de toutes les prises de raccordement dans la salle d'analyse et l'ERB. Si un dispositif est raccordé à une prise située à l'extérieur de la salle d'analyse et utilisé ensuite à l'intérieur de la salle d'analyse, il convient qu'elle soit alimentée à partir de la même phase que toute prise située à l'intérieur de la salle d'analyse, et que la tension de contact sur la mise à la terre de cette prise soit également mesurée. Il convient que la tension de contact soit inférieure à 10 mV, CA ou CC. En cas de tension supérieure à 10 mV, il convient de renouveler la mesure en

utilisant un filtre IEC. Si la tension de contact est toujours supérieure à 10 mV, il convient de chercher la source de la tension. Une fois qu'il a été établi qu'aucune tension de contact significative n'est présente, il convient de mesurer la résistance de liaison. Il convient d'utiliser un milliohmètre à quatre fils fonctionnant sur batterie, afin de pouvoir tenir le milliohmètre à une distance sécurisée du centre du champ pendant la mesure. Il convient que le milliohmètre ait une résolution supérieure à 10 mΩ, et qu'il puisse effectuer la mesure à un courant supérieur à 100 mA.

Il convient que la résistance entre l'ERB et toutes les surfaces conductrices accessibles des appareils installés soit inférieure à 100 milliohms. Il convient que la résistance entre le point de mise à la terre de toutes les prises de raccordement et l'ERB soit également inférieure à 100 mΩ.

Il convient que tout dispositif portatif soit relié directement à une prise câblée située à un emplacement approprié. Il convient que les câbles d'extension de réseau ne soient pas utilisés dans la salle d'analyse.

Concernant 201.3.217 – RESONANCE MAGNETIQUE (RM)

Le phénomène de la RM survient lorsque la fréquence du rayonnement électromagnétique est égale à la fréquence de précession de Larmor des moments magnétiques du noyau ou de l'électron.

Concernant 201.3.221 – PERSONNEL POUR LA RESONANCE MAGNETIQUE (PERSONNEL RM)

Le concept de PERSONNEL RM fait référence au niveau d'exposition des membres du personnel aux EMF émis par le SYSTÈME A RM. Ce niveau peut être supérieur au niveau autorisé par les lois de certains pays pour les membres du personnel en général, entraînant la nécessité de limites particulières d'exposition aux EMF pour le PERSONNEL, telles que définies dans la présente norme. Les limites d'exposition aux EMF indiquées dans le présent document rendent possible la présence sans restriction du PERSONNEL RM dans la ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ, y compris pendant le balayage. Le niveau de ces limites et les risques induits pour le PERSONNEL RM sont traités ailleurs dans la présente annexe.

Le terme PERSONNEL RM comprend toutes les personnes travaillant à proximité des APPAREILS A RM dans la ZONE A ACCÈS CONTRÔLÉ ou dans une zone équivalente, soit dans la salle de soins dans laquelle le SYSTÈME A RM est installé, utilisé et entretenu soit dans les locaux du FABRICANT où le SYSTÈME A RM est élaboré et assemblé. En tant que tel, le terme PERSONNEL RM comprend, sans y être limité, le personnel d'entretien des SYSTÈMES A RM, l'OPÉRATEUR et le personnel soignant, ou encore il peut désigner le personnel technique travaillant chez le FABRICANT, les ingénieurs travaillant à l'élaboration et à la fabrication, le personnel chargé de l'installation et de l'entretien des SYSTÈMES A RM. Les différents membres du PERSONNEL RM sont aussi importants les uns que les autres pour garantir la qualité des soins médicaux dispensés aux PATIENTS.

À l'exception du PERSONNEL RM, deux autres groupes d'individus exposés aux EMF émis par les SYSTÈMES A RM peuvent être distingués. Il s'agit des bénévoles et du personnel soignant dans les SYSTÈMES A RM.

Un volontaire est un individu ayant accepté librement un mode opératoire d'investigation à RM autorisé par la réglementation en vigueur, et se trouvant donc concerné par les limites autorisées par les comités d'éthique. Un volontaire n'est donc pas considéré comme un membre du PERSONNEL RM selon la définition de la présente norme.

Un membre du personnel soignant de PATIENT RM est un individu qui soutient le PATIENT pendant un examen et par conséquent peut être exposé au même niveau que les PATIENTS. Les membres de personnel soignant de patient RM peuvent par conséquent être informés et protégés de la même façon que le PATIENT. Un membre du personnel soignant, qui n'est pas

employé au titre de membre du PERSONNEL RM, n'est donc pas considéré comme un membre du PERSONNEL RM selon la définition de la présente norme. Un membre du personnel soignant de PATIENT RM qui fait également parfois partie du PERSONNEL RM doit être considéré comme étant PERSONNEL RM.

Concernant 201.3.223 – SURVEILLANCE MEDICALE

La SURVEILLANCE MEDICALE exige une évaluation positive par un praticien qualifié du risque encouru par rapport au bénéfice apporté pour un balayage particulier, ou une décision d'un représentant qualifié du praticien. Il s'appuiera sur le fait que le PATIENT remplit une série de critères objectifs, formulés par un praticien qualifié en ce qui concerne les paramètres de balayage et l'état du PATIENT. La SURVEILLANCE MEDICALE peut entraîner la surveillance physiologique du PATIENT au moyen de dispositifs conçus pour mesurer ou évaluer les diverses situations physiologiques (par exemple, rythme cardiaque, tracé d'ECG, pression artérielle, oxymétrie de pouls; cependant, voir les précautions en 201.7.9.2.101 b)).

Concernant 201.3.233 – TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE (TAS)

Le TAS est fonction de la fréquence (croissant approximativement comme le carré de la fréquence), du type et du nombre d'impulsions à haute fréquence, de la durée et du taux de répétition des impulsions et du type de bobine utilisé pour l'émission. Les facteurs biologiques importants sont les suivants: la conductivité du tissu, la gravité spécifique du tissu, la région anatomique examinée, le type de tissu (par exemple le degré de perfusion) et la masse du PATIENT.

Concernant 201.3.246 – $(|dB/dt| \text{ crête})_{FPO}$

L'amplitude de la VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNÉTIQUE DANS LE TEMPS $|dB/dt|$ due à la commutation de gradient varie de manière significative en fonction de l'emplacement à l'intérieur de la bobine de gradient. Pour protéger les dispositifs à RM conditionnelle qui peuvent être sensibles à la commutation de gradient, le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNÉTIQUE, spécifiquement $|dB/dt|$, doit être évalué pour un volume suffisamment grand interne à l'alésage du SYSTÈME À RM. Le volume exigé pour l'évaluation du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNÉTIQUE pour l'interaction des dispositifs (FPO) est généralement plus important que le rayon du VOLUME DE CONFORMITÉ approprié pour l'évaluation des effets physiologiques (RÉSULTAT DE LA SNP), voir 201.12.4.106.6.

La valeur $|dB/dt|$ inclut toutes les composantes de champ vectoriel de toutes les UNITÉS DE GRADIENT. La valeur de crête est déduite par évaluation de tout gradient variant dans toute partie de l'EXAMEN PAR RM à l'emplacement défini pour FPO, voir 201.12.4.106.6. Cette valeur de crête est particulièrement adaptée à la protection des dispositifs contre les problèmes de CEM et les vibrations.

Concernant 201.3.247 – $(|dB/dt| \text{ eff.})_{FPO}$

La protection des dispositifs à RM conditionnelle contre tout dommage par la commutation de gradient exige également une limite efficace pour les problèmes thermiques. Elle est définie par la formule suivante

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right|_{RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

où t est le temps, et t_x est le temps d'intégration. Une approche à plusieurs niveaux pour l'évaluation de $(|dB/dt| \text{ eff.})_{FPO}$ et cette formule est définie en 201.12.4.106.7.

Concernant 201.3.250 GRADIENT DE CHAMP SPATIAL (SFG)

Le GRADIENT DE CHAMP SPATIAL du champ principal de l'aimant (SFG) est donné par

$$SFG = |\nabla \vec{B}| = \sqrt{\left\{ \frac{\partial}{\partial x} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial}{\partial y} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial}{\partial z} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2}$$

La dérivation suivante montre que cette grandeur est représentative de la force exercée sur un objet ferromagnétique ou un implant (en négligeant le couple).

Un objet magnétisable placé dans le champ d'un aimant IRM est soumis à une force nette. La formule générale applicable à la force nette totale exercée sur un objet de volume V est

$$\vec{F} = \iiint_V (\vec{M} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} dV = \iiint_V (M_x \vec{\nabla} B_x + M_y \vec{\nabla} B_y + M_z \vec{\nabla} B_z) dV$$

où $\vec{F}$ est le vecteur de force nette appliqué à l'objet, V est le volume de l'objet, $\vec{M}$ est le vecteur de magnétisation et $\vec{B}$ le champ magnétique de l'aimant. À partir de cette équation, on peut constater que la force dépend directement des gradients de $\vec{B}$ et non de l'amplitude de $\vec{B}$ (dans un champ homogène, la force nette est nulle). Toutefois, l'amplitude de $\vec{B}$ est également incluse indirectement dans l'équation étant donné que la magnétisation $\vec{M}$ dépend de $\vec{B}$ dans la mesure où l'objet est magnétisé par l'aimant. Il convient de noter que $\vec{M}$ et $\vec{B}$ sont deux vecteurs qui dépendent de la position dans le volume V . De plus, $\vec{M}$ et $\vec{B}$ ont généralement des directions différentes. Bien que $\vec{B}$ engendre directement $\vec{M}$, il n'y a pas de relation directe entre eux, car les matériaux et la forme de l'objet sont également importants. Des relations analytiques entre $\vec{M}$ et $\vec{B}$ existent uniquement pour des cas très spécifiques, tels qu'une sphère à magnétisation linéaire ou uniquement pour des cas très spécifiques, tels qu'une sphère à magnétisation linéaire ou une tige très mince. En bref, l'évaluation de l'équation pour SFG est généralement difficile à réaliser, et exige un calcul numérique au moyen d'un logiciel spécialisé.

Bien que le calcul de la force exacte s'avère difficile, l'estimation de la force la plus défavorable est simple. Un premier calcul approché consiste à établir que l'objet est de petite taille, de sorte qu'il peut être traité comme une source ponctuelle. Notamment, les dimensions de l'objet doivent être inférieures à la distance de variation importante des gradients de $\vec{B}$. Dans ce cas, on peut parler "des gradients" au point où se situe l'objet. En d'autres termes, les gradients de champ indiqués dans l'équation ci-dessus peuvent être considérés constants sur le volume V et peuvent être par conséquent extraits de l'intégration. On peut également évaluer alors $\vec{M}$ comme une sommation sur le volume qui engendre le moment appelé "moment magnétique" $\vec{m}$ de l'objet. On peut considérer $\vec{m}$ comme le dipôle à point magnétique équivalent, tout comme un aimant infinitésimalement petit, qui génère le même champ magnétique que l'objet magnétisé réel. La force est alors donnée par la formule:

$$\vec{F} = (\vec{m} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} = \left\{ m_x \frac{\partial}{\partial x} + m_y \frac{\partial}{\partial y} + m_z \frac{\partial}{\partial z} \right\} \vec{B} = m_x \vec{\nabla} B_x + m_y \vec{\nabla} B_y + m_z \vec{\nabla} B_z$$

ou, en termes de composants de $\vec{m}$ et de $\vec{B}$, et compte tenu du fait que $\nabla B = 0$ en volumes sans courant électrique, c'est-à-dire $\partial B_x / \partial y = \partial B_y / \partial x$, $\partial B_y / \partial z = \partial B_z / \partial y$, et $\partial B_z / \partial x = \partial B_x / \partial z$:

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = m_x \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} \end{pmatrix} + m_y \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial y} \\ \frac{\partial B_y}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \end{pmatrix} + m_z \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix} = m_x \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} \end{pmatrix} + m_y \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial y} \\ \frac{\partial B_y}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \end{pmatrix} + m_z \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix}$$

Ainsi, on observe que la force dépend non seulement de l'ensemble des neuf dérivées spatiales de **B** et de l'amplitude de **m**, mais également de la direction de **m**.

Pour simplifier davantage le calcul, on suppose que **m** et **B** ont la même direction. Il s'agit d'une hypothèse critique dans le calcul dérivé qui se justifie par le fait que **m** résulte de **B**, c'est-à-dire que **B** impose la directionnalité de **m**. Pour les objets faiblement magnétiques placés dans le champ magnétique très intense de l'aimant IRM, **m** et **B** sont censés avoir des directions virtuellement identiques dans un premier temps. Dans un second temps, l'objet a tendance à tourner de telle manière que **m** est aligné sur **B**. Ainsi,

$$\vec{F} \approx \left(\frac{|\vec{m}|}{|\vec{B}|} \vec{B} \cdot \vec{\nabla} \right) \vec{B} = |\vec{m}| \frac{B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z}{|\vec{B}|}$$

ou

$$\frac{|\vec{F}|}{|\vec{m}|} \approx \frac{|B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|}{|\vec{B}|}$$

La valeur représentée dans cette équation a la dimension de T/m, et il s'agit donc bien d'un GRADIENT DE CHAMP SPATIAL qui exprime l'amplitude de la force par unité de moment magnétique.

Pour les objets saturés, **|m|** est constant. La force est alors proportionnelle au second membre de la dernière équation. Ainsi, le second membre représente le GRADIENT DE CHAMP SPATIAL. Noter que les première et dernière équations sont effectivement identiques:

$$|\vec{\nabla} \vec{B}| = \frac{|B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|}{|\vec{B}|}$$

Il est toutefois peu probable que les implants soient saturés magnétiquement. À titre indicatif, les objets en fer saturés subissent déjà une force de 1 g à des GRADIENTS DE CHAMP SPATIAL faibles d'environ 0,05 T/m. Ainsi, les implants constitués de ce type de matériaux ne satisfont jamais à l'essai de 1 g (ASTM F2052) avec l'aimant IRM qui a plusieurs T/m.

Si l'implant est constitué d'un matériau non magnétique (ou plus précisément un matériau à faible sensibilité magnétique), le moment magnétique **|m|** est proportionnel à **|B|**. Dans ce cas, la force est proportionnelle au produit de **|B|** et du GRADIENT DE CHAMP SPATIAL:

$$|\vec{B}| \cdot |\vec{\nabla} \vec{B}| = |B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|$$

Pour une autre méthode de calcul de dérivation de ce résultat, voir [226]

Concernant 201.7.9.2.101 – Instructions d'utilisation des APPAREILS A RM

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION des APPAREILS A RM conformes à la présente norme sont importantes pour fournir les informations nécessaires à l'ORGANISME RESPONSABLE OU A L'UTILISATEUR.

En ce qui concerne la sécurité des PATIENTS, il convient que ces documents contiennent des informations spécifiques sur le contenu des programmes d'examens préalables des PATIENTS, sur leur SURVEILLANCE MEDICALE, en cas d'utilisation de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE en modes de fonctionnement contrôlé et sur les procédures d'urgence.

En ce qui concerne la sécurité de l'équipe médicale, il convient que les mêmes documents contiennent des informations spécifiques sur le maniement des appareils électroniques et/ou des objets métalliques dans la ZONE A ACCES CONTROLE et sur l'utilisation des cryogènes, si un aimant supraconducteur est utilisé.

Concernant 201.7.9.2.101 a) – Examen préalable du PATIENT et du PERSONNEL RM

La protection préalable du PATIENT et même du PERSONNEL RM est importante parce qu'un EXAMEN RM ou le simple fait d'être présent à proximité de l'APPAREIL A RM peut être considéré comme étant un RISQUE [1] [2] significatif pour les PATIENTS ou LE PERSONNEL RM qui ont des implants métalliques ou des implants activés de manière électrique, magnétique ou mécanique (par exemple les stimulateurs cardiaques). L'origine de ce RISQUE est liée aux champs magnétiques et électromagnétiques produits par l'APPAREIL A RM, qui peut produire une forte attraction et/ou un couple par rapport à l'implant métallique ou peut interférer avec le fonctionnement des dispositifs actifs.

Ceci s'applique également aux PATIENTS dont la vie dépend de systèmes d'assistance externes activés par voie électrique, magnétique ou mécanique.

L'examen de PATIENTS possédant des clips pour anévrisme artériel intracérébral est contre-indiqué, sauf si le médecin est certain que le clip n'est pas en matériau magnétique.

L'examen préalable du PATIENT par l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE nécessite des précautions particulières dans les cas suivants:

- PATIENTS possédant des clips chirurgicaux implantés (clips hémostatiques) ou d'autres matériaux ferromagnétiques (que le champ magnétique peut déplacer);
- PATIENTS qui effectuent des métiers ou des activités pouvant provoquer l'introduction accidentelle de matériaux ferromagnétiques ou qui sont susceptibles d'avoir gardé des fragments de métal à la suite de blessures de guerre;
- PATIENTS portant un maquillage permanent des paupières (tatouage) ou un maquillage du visage (car de graves irritations des paupières ont été signalées);
- PATIENTS avec des systèmes thermorégulateurs déficients (par exemple les nouveau-nés, les nourrissons de faible poids à la naissance, certains PATIENTS atteints d'un cancer);
- PATIENTS possédant des implants métalliques car ceux-ci peuvent provoquer des artefacts sur les images de diagnostic en raison de la distorsion du champ magnétique;
 - PATIENTS munis de valvules cardiaques artificielles;
 - PATIENTES enceintes, car l'innocuité de l'EXAMEN PAR RM n'a pas été totalement établie pour les embryons ou les fœtus. Il convient que les praticiens qualifiés déterminent (après avoir pris en compte d'autres possibilités) si le résultat clinique de l'examen compense les RISQUES.

Concernant 201.7.9.2.101 b) – SURVEILLANCE MEDICALE des PATIENTS

Dans les cas suivants, des précautions particulières sont nécessaires pendant les EXAMENS PAR RM, en termes de besoin probable de SURVEILLANCE MEDICALE du PATIENT:

- PATIENTS présentant une probabilité d'arrêt cardiaque supérieure à la normale;
- PATIENTS susceptibles de faire des crises d'épilepsie ou de présenter des réactions claustrophobiques;
- PATIENTS souffrant de décompensation cardiaque, PATIENTS fébriles, et PATIENTS avec une capacité réduite de transpiration;
- PATIENTS inconscients, sous fort sédatif, ou au comportement confus, et avec lesquels aucune communication fiable ne peut être maintenue;
- bébés et enfants en bas âge qui ne sont pas en mesure d'utiliser le canal de communication audio à disposition dans l'APPAREIL A RM;
- examens effectués à une TEMPERATURE AMBIANTE supérieure à 25 °C.

Concernant 201.7.9.2.101 c) – Procédures médicales d'urgence

Il convient de porter attention aux considérations de sécurité liées aux procédures d'urgence qu'il pourrait être nécessaire de mettre en œuvre pour faire face à certains états du PATIENT. Bien que cette question relève de la responsabilité de l'ORGANISME RESPONSABLE, les conseils du FABRICANT en la matière peuvent se révéler utiles:

- recommandation selon laquelle il convient qu'une procédure soit définie pour soustraire rapidement les PATIENTS à l'influence de l'aimant (si nécessaire, en coupant l'alimentation de l'aimant) en cas d'urgence;
- recommandation selon laquelle il convient d'établir un plan approprié pour traiter, hors de l'influence de l'aimant, un PATIENT qui nécessite une aide d'urgence (parce que l'utilisation efficace et en toute sécurité de l'électronique ou d'un autre équipement d'urgence électronique peut être impossible à proximité de l'aimant).
- recommandation selon laquelle il convient d'établir une procédure pour retirer les PATIENTS de l'influence de l'aimant, lorsque l'on trouve un implant inattendu. Dans ce cas, le fait d'utiliser L'UNITE DE COUPE DE CHAMP D'URGENCE peut ne pas être approprié en prenant en considération la décomposition relativement rapide du champ magnétique statique et un retrait lent du PATIENT de l'aimant peut être le procédé le plus approprié.

Il convient d'assurer la communication avec le PATIENT ou la surveillance du PATIENT sous anesthésie durant l'EXAMEN PAR RM.

Certains PATIENTS peuvent présenter des réactions de claustrophobie, ce dont il convient de discuter avant d'entreprendre un EXAMEN PAR RM.

Concernant 201.7.9.2.101 d) – Exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM au bruit acoustique excessif

Les normes pour protéger contre la perte de l'audition sont basées sur le risque de perte permanente de l'audition induite par le bruit, provoquée par une exposition en milieu professionnel à long terme. L'exposition autorisée dans la norme générale est de 80dB(A) par 24 h. Cette limite peut être augmentée de 3 dB par facteur 2 moins la durée (c'est-à-dire 83 dB(A) par 12 h, 86 dB(A) par 6 h, etc.). De plus, il est décidé dans certains pays qu'à des niveaux d'exposition quotidiens au-dessus de 85 dB(A), il convient de prendre des mesures appropriées [3],[4]. Cette règle s'applique pour les membres du personnel.

En ce qui concerne les PATIENTS, la présente norme exige que les INSTRUCTIONS D'UTILISATION soulignent la nécessité d'utiliser une protection auditive, étant donné que les APPAREILS A RM sont susceptibles de produire des niveaux de bruit supérieurs à 99 dB(A), dérivés de la limite de 80 dB(A) définie au paragraphe 9.6.2.1 de la norme générale. Cette limite est augmentée de 14 dB, car la durée d'exposition est d'1 heure seulement. 5 dB supplémentaires sont ajoutés parce que l'exposition n'est donnée qu'une fois au lieu de quotidiennement, dérivée de Kryter [5]. Selon Kryter, il est raisonnable de supposer qu'un décalage permanent du seuil acoustique chez les personnes exposées en milieu professionnel est proportionnel à l'énergie

acoustique totale présente pendant toute leur carrière. Au total, le niveau au-dessus duquel la protection auditive est nécessaire pour le PATIENT est:

$$80 \text{ dB(A)} + 14 \text{ dB} + 5 \text{ dB} = 99 \text{ dB(A)}$$

Cette exigence est importante parce que les APPAREILS A RM modernes peuvent produire des niveaux de bruit pour le PATIENT qui sont bien supérieurs à 99 dB(A). Mc Jury et.al. [6] ont récemment rapporté des niveaux jusqu'à 115 dB(A). L'APPAREIL A RM peut produire un spectre de bruit avec une large bande centrée autour de 1 kHz [7]. Cependant, la conception d'UNITES DE GRADIENT puissantes dans les nouveaux APPAREILS A RM peut conduire à des niveaux de bruit plus élevés ainsi qu'à des fréquences centrales plus élevées [8] (voir également le paragraphe 201.9.6.2.1). L'atténuation du bruit à partir de l'utilisation d'une protection auditive appliquée correctement (oreillettes ou protège-tympons) se situe généralement dans la plage comprise entre 25 dB et 30 dB à 2 kHz. L'utilisation non optimale accidentelle ou l'omission de la protection auditive n'est pas un problème de sécurité grave pour la plupart des PATIENTS [9]. Leur durée d'exposition type sera bien inférieure à 1 heure et le niveau de bruit type dans la plupart des balayages est bien en dessous (de 5 dB à 10 dB) de la valeur maximale dont l'APPAREIL A RM est capable. Cependant, cela peut ne pas être vrai dans un APPAREIL A RM qui peut produire des niveaux de bruit très élevés. De plus, il convient d'être vigilant concernant la situation dans laquelle le PATIENT est anesthésié. Dans ce cas, le réflexe auditif peut être inefficace ou bien moins efficace que chez les PATIENTS conscients, en raison de l'influence des myorelaxants sur le muscle de l'étrier dans l'oreille moyenne [10]. La nécessité de l'utilisation prudente de la protection auditive, en particulier dans cette situation, doit être soulignée dans les INSTRUCTIONS D'UTILISATION.

Concernant 201.7.9.2.101 e) – ZONE A ACCES CONTROLE

L'installation d'une ZONE A ACCES CONTROLE et l'utilisation convenable de signaux et de marquages d'avertissement sont nécessaires pour vérifier l'exposition des personnes portant des implants médicaux aux champs magnétiques puissants, et pour empêcher l'introduction d'objets ferromagnétiques dans la ZONE A ACCES CONTROLE (voir aussi les justifications de 201.7.9.2.101 j) et 201.7.9.3.101 b)).

(1) Attraction et couple sur les matériaux ferromagnétiques

NOTE Le présent point concerne les zones situées à l'intérieur de la ZONE A ACCES CONTROLE.

Tous les aimants sont entourés par des champs magnétiques périphériques. La considération principale concernant la sécurité réside dans la mise en place de barrières administratives et physiques visant à interdire l'introduction accidentelle d'objets ferromagnétiques dans la zone d'examen.

En outre, les distorsions de champ générées par les petits objets magnétiques, soit se trouvant à l'intérieur du PATIENT, soit ayant été introduits accidentellement et se collant à l'intérieur de l'aimant, peuvent générer des artefacts sur les images. C'est pourquoi il convient que la zone d'examen soit à tout moment protégée contre les entrées non autorisées.

Les diverses SITUATIONS DANGEREUSES, pouvant être provoquées par l'interaction entre des matériaux ferromagnétiques et le champ, sont les suivantes:

- déplacement de clips ferromagnétiques pour anévrisme ou de fragments ferromagnétiques à l'intérieur du corps du PATIENT, endommageant les tissus environnants;
- attraction vers l'aimant de matériaux ferromagnétiques mobiles, entraînant des blessures externes pour le PATIENT; et
- attraction à la surface de l'aimant d'un objet ferromagnétique lourd, entraînant le blocage d'une personne entre celui-ci et l'aimant.

La force d'attraction et/ou le couple exercé(e)s par un aimant sur un objet composé de matériaux ferromagnétiques provien(nen)t de l'interaction du champ magnétique et de la magnétisation induite dans l'objet. Cette force est par conséquent fonction de la valeur et

du rythme de variation du champ magnétique dans l'espace, des propriétés magnétiques spécifiques des matériaux de l'objet ainsi que de la masse et de la forme de l'objet.

De manière similaire, le couple exercé par l'aimant sur un objet dépend des mêmes facteurs. Il peut également être présent en l'absence de toute force d'attraction, dans une situation dans laquelle le champ est parfaitement uniforme. Un objet sera toujours soumis à un couple, sauf s'il est parfaitement aligné sur le champ, alors qu'une force d'attraction ne s'exercera qu'en présence d'un champ non uniforme.

Si l'on ne tient pas compte du fait que la force exercée sur un objet dépend de la nature magnétique de ce dernier et de la vitesse de variation spatiale du champ, il est plus pratique d'indiquer les précautions nécessaires sous la forme d'une valeur limite de champ, étant donné qu'il est plus facile de procéder aux mesures du champ statique. Les effets de l'attraction commencent généralement à se faire sentir quand le champ magnétique périphérique est supérieur à 3 mT.

Une autre approche visant à contrôler l'attraction sur les matériaux ferromagnétiques est décrite dans l'ACR Guidance Document, en vue d'une utilisation sécurisée des SYSTEMES A RM [142]. Plutôt que de définir simplement des valeurs limites de champ qui constituent la ZONE A ACCES CONTROLE, le site à RM est conceptuellement divisé en quatre zones.

- La zone I, correspondant à l'ensemble des espaces accessibles librement au public.
- La zone II, à savoir l'interface entre la zone I non contrôlée et les zones III et IV strictement contrôlées. Les PATIENTS sont généralement accueillis en zone II.
- La zone III, correspondant à la région dont le libre accès par des personnes non formées peut entraîner des accidents graves. La zone III est soumise au contrôle strict du PERSONNEL RM et il convient que son accès soit physiquement défendu au public, au moyen par exemple de serrures fermées à clé. Les personnes ne faisant pas partie du PERSONNEL RM ne peuvent pas obtenir d'accès indépendant à la zone III, tant qu'elles n'ont pas reçu un enseignement et une formation appropriés leur permettant de devenir membres du PERSONNEL RM. Il convient que la zone III, ou pour le moins la zone dans laquelle la force des champs magnétiques statiques dépasse 0,5mT, soit délimitée et indiquée clairement comme potentiellement dangereuse.
- La zone IV correspond à la salle dans laquelle se trouve l'aimant de l'analyseur à RM. Par définition elle est toujours située à l'intérieur de la zone III. Il convient que la zone IV soit en permanence délimitée et indiquée clairement comme potentiellement dangereuse en raison de la présence de champs magnétiques très forts.

D'autres publications sont disponibles, décrivant les instructions possibles pour la conception et la réalisation des suites à RM. Les exemples sont le guide de conception de l'I RM, publié par le Department of Veterans Affairs. [156].

Les aimants peuvent être classés grossièrement selon les types généraux suivants:

- aimants supraconducteurs,
- aimants résistifs et
- aimants permanents.

Les aimants auto-protégés diffèrent de manière significative de ceux qui ne sont pas auto-protégés quant à la distribution du champ magnétique périphérique. Les aimants supraconducteurs et les aimants résistifs non auto-protégés munis d'un solénoïde à noyau à air ont tendance à avoir la même répartition de champ magnétique périphérique, sauf que l'intensité du champ diffère.

Les divers types d'aimants peuvent être classés sur la base de l'attraction des matériaux ferromagnétiques, de la façon suivante:

- Aimants de type non auto-protégé

Ce type d'aimant présente le champ magnétique périphérique le plus étendu et, par conséquent, produit la zone à risque la plus grande. Dans la mesure où la vitesse de variation du champ est peu élevée, les forces prévisibles sont moins fortes. En raison de leur champ magnétique plus faible, les aimants résistifs présentent une zone à risque proportionnellement plus petite que les aimants supraconducteurs.

– Aimants de type auto-protégé

Les champs magnétiques périphériques sont restreints et, par conséquent, la zone à risque est limitée. Néanmoins, en raison de l'important gradient du champ, la force d'attraction maximale exercée par ce type est plus importante que celle exercée par le type non auto-protégé.

– Aimants permanents

La région du champ magnétique périphérique est la plus limitée et la zone à risque est donc la moins étendue. Toutefois, le gradient du champ est plus important. Par conséquent, il existe un danger d'attraction des matériaux ferromagnétiques, même dans la zone où l'intensité du champ magnétique périphérique est faible. En outre, les aimants permanents ne peuvent pas, en pratique, être démagnétisés en cas d'urgence, alors que les autres types d'aimants peuvent être désactivés.

2) Effet d'un champ statique sur les autres dispositifs

Il est nécessaire d'utiliser des signaux d'avertissement et de définir une ZONE A ACCES CONTROLE pour vérifier l'exposition des personnes munies d'implants médicaux. Généralement, on n'a pas constaté que les zones présentant une intensité inférieure à 0,5 mT constituaient une source potentielle d'interférences avec, par exemple, les stimulateurs cardiaques [11]. La Norme européenne EN 45502-2-1 [12] reflète ce fait en définissant un seuil de 1 mT.

La zone à accès contrôlé est fixée à 0,5 mT afin de garantir une marge de sécurité appropriée pour les implants qui utilisent toujours des interrupteurs à lames ou à effet Hall pour contrôler la thérapie du patient. Les interrupteurs classiques sont spécifiés pour un fonctionnement égal ou supérieur à 1,0 mT, mais il existe une marge pour les tolérances de commutateur, les variantes de fabrication, et d'autres facteurs (par exemple, le vieillissement des composants, les variations de densité de flux).

Les nombreux équipements électroniques se trouvant dans un service hospitalier (par exemple, TUBES RADIOGENES, tubes cathodiques, caméras à scintillation et AMPLIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE) peuvent être affectés par les champs magnétiques d'une valeur supérieure à environ 0,1 mT à 5 mT. L'installation d'un appareil à résonance magnétique dans une zone où son champ magnétique périphérique produit un impact sur ces appareils peut nécessiter la mise en place d'un blindage. Ce blindage peut également simplifier les problèmes de contrôle d'accès pour des raisons de sécurité. Il est bon de noter que les appareils tels que les systèmes de télévision, les terminaux d'affichage vidéo et les supports de mémoire magnétique sont particulièrement importants à cet égard car ils sont de plus en plus répandus dans l'environnement médical. Les dispositifs électroniques des ordinateurs ne sont généralement pas affectés par les champs les plus faibles. L'effacement d'informations magnétiques, telles que celles figurant sur les cartes de crédit ou les bandes magnétiques, nécessite un champ statique relativement bas. Des seuils pouvant descendre jusqu'à 20 mT ont été signalés.

Dans la mesure où la sortie d'un tube photomultiplicateur est affectée par l'amplitude et l'orientation des champs magnétiques, les appareils dont le fonctionnement est extrêmement sensible au gain d'un tube photomultiplicateur (par exemple appartenant à une caméra à scintillation ou à un système de TOMODENSITOMETRIE) peuvent figurer parmi ceux qui sont affectés par les champs magnétiques les plus faibles. L'appareil dans son ensemble ou les tubes photomultiplicateurs seuls, peuvent faire l'objet d'un blindage de protection contre les champs magnétiques, mais l'importance de l'ouverture d'une caméra à scintillation rend ce type de blindage magnétique difficile à réaliser dans la plupart des cas.

Des électroencéphalographes et des électrocardiographes peuvent être utilisés dans les zones situées à proximité des installations comportant un APPAREIL A RESONANCE

MAGNETIQUE. Les premiers sont extrêmement sensibles aux champs magnétiques à variation temporelle et les seconds y sont relativement insensibles. Toutefois, il convient que le FABRICANT de l'appareil à électroencéphalogramme ou à électrocardiogramme fournisse des données chiffrées.

Concernant 201.7.9.2.101 f) – Liquides et gaz cryogéniques

1) Manipulation de liquides cryogéniques: hélium et azote

a) Propriétés des cryogènes

- nocifs pour la santé (voir aussi le point 2));
- inodore;
- non inflammables;
- non toxiques;
- l'hélium est plus léger que l'air;
- en s'évaporant, ils produisent des brouillards froids qui se répandent aux alentours.

Les brouillards d'azote atteignent rapidement le niveau du sol.

A TEMPERATURE AMBIANTE (20 °C), 1 l d'hélium liquide produira environ 810 l d'hélium gazeux et 1 l d'azote liquide, environ 700 l d'azote gazeux.

b) Dangers liés aux cryogènes

La manipulation incorrecte de l'hélium et de l'azote peut engendrer:

- un danger de blessures dues au gel;
- un danger de suffocation;
- un danger de concentration d'oxygène.

• Blessures liées au gel

Lors de la manipulation d'hélium ou d'azote liquides, il convient d'éviter tout contact avec la peau, en raison du danger lié aux blessures par gel. Des éclaboussures sur la peau provoquent des dommages semblables à des brûlures. Les yeux sont particulièrement vulnérables.

• Danger de suffocation

Les fuites d'hélium ou d'azote gazeux entraînent le déplacement de l'oxygène. Une concentration en oxygène de l'air ambiant inférieure à 17 % -18 % n'est pas suffisante pour la respiration humaine. Il est recommandé que la limite de concentration en oxygène de l'air soit conforme aux dispositions légales ou réglementaires nationales.

Si un nuage d'hélium ou d'azote pénètre dans la salle d'examen, il est souhaitable d'évacuer la salle immédiatement et de ne la regagner qu'au terme d'une vérification de sa teneur en oxygène, qui doit alors être suffisamment élevée.

• Concentration d'oxygène

La température de la surface des conteneurs d'azote et d'hélium peut être suffisamment basse pour condenser de l'oxygène ou de l'air enrichi en oxygène, ce qui pourrait constituer un DANGER supplémentaire d'incendie.

Si de la graisse, de l'huile, ou un autre matériau combustible se trouve placé à proximité des conteneurs, toute fuite de gaz cryogénique peut entraîner la formation d'un liquide potentiellement combustible due à la liquéfaction de l'air et à la concentration de l'oxygène.

c) Vêtements de protection

Le port de vêtements de protection constitue un point essentiel lors de tout travail impliquant le contact avec des cryogènes liquéfiés.

Ces vêtements sont les suivants:

- gants de sécurité;

- gants de travail;
- écran facial;
- blouse/combinaison de laboratoire (coton ou lin);
- chaussures de sécurité non magnétiques.

2) ETOUFFEMENT

Un ETOUFFEMENT est dû à une surchauffe des fils de l'aimant immergé dans l'hélium liquide (par exemple, induite par des pertes de vide, des perturbations mécaniques, des forces externes excessives, etc.).

Les aimants supraconducteurs peuvent dégager plusieurs centaines de litres de gaz cryogéniques par heure en fonctionnement normal. Pendant un ETOUFFEMENT, environ 10 m^3 à 10^3 m^3 de gaz à pression atmosphérique peuvent être dégagés en quelques minutes.

En règle générale, un ETOUFFEMENT survient lorsque la quantité d'hélium liquide devient insuffisante pour refroidir la bobine à supraconducteur. Du fait de l'augmentation de température de la bobine, la conductivité du fil supraconducteur devient normale et une évaporation excessive commence.

Si une ventilation correcte n'est pas faite, trois effets peuvent se produire lors d'une évaporation rapide survenant au cours d'un ETOUFFEMENT:

- les gaz refroidis de façon excessive provoqueront le gel des molécules d'eau présentes dans la zone située à proximité de l'aimant, produisant un brouillard dense de couleur blanche;
- l'air présent dans la pièce sera remplacé par de l'hélium, rendant la respiration difficile, voire impossible;
- l'hélium gazeux qui s'échappe au cours d'un ETOUFFEMENT est extrêmement froid et peut même provoquer le gel de tout objet sur son passage.

3) Remplissage de cryogène

Pour certains types d'APPAREILS A RM, un remplissage périodique de cryogène est nécessaire, pour maintenir l'hélium au-dessus du niveau de sécurité permettant d'empêcher tout ETOUFFEMENT. Au cours du remplissage, une évaporation excessive des gaz cryogéniques survient, pouvant produire les effets décrits ci-dessus. Environ 10 % à 30 % de l'hélium liquide passera à l'état gazeux au cours d'un remplissage normal.

Concernant 201.7.9.2.101 g) – Modes de fonctionnement

Voir les justifications concernant 201.12.4.103.

Concernant 201.7.9.2.101 h) – Exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM au champ magnétique statique

~~La gamme d'intensité des champs magnétiques statiques utilisés dans les APPAREILS A RM commerciaux s'étend de 0,02 T à 3,0 T. Des modèles expérimentaux mettent à présent en œuvre une gamme d'intensités de champs s'étendant jusqu'à 10 T. Bien que des aimants permanents et résistifs soient utilisés dans certains APPAREILS A RM, la plupart des APPAREILS A RM commerciaux utilisent des aimants supraconducteurs.~~

~~Dans les aimants supraconducteurs, le champ statique est en général parallèle au grand axe du corps. Dans certains APPAREILS A RM, livrés avec un AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL, le champ magnétique statique est perpendiculaire au grand axe du PATIENT.~~

~~Le champ magnétique exercé sur le PATIENT est généralement limité à l'intensité du champ de fonctionnement de l'aimant. A partir de la fiche de spécifications techniques, fournie par le FABRICANT d'après 201.7.9.3.101 b), on peut voir que pour certains aimants, le champ parasite~~

~~en dehors du tunnel de l'aimant peut même être un peu plus fort que l'intensité du champ de fonctionnement de l'aimant.~~

~~Sauf dans certains cas de travaux d'intervention, on peut normalement supposer que le personnel est exposé seulement au champ magnétique statique de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, en particulier à son champ magnétique statique périphérique.~~

~~Il convient de souligner que la Directive européenne 2004/40/CE ([130] citée dans les justifications pour 201.7.9.2.101 k) ne comprend pas actuellement de valeurs limites d'exposition au champ magnétique statique pour le personnel. Des valeurs limites d'exposition sont indiquées au Tableau 1 de la Directive européenne. La plage de fréquences la plus basse s'élève « jusqu'à 1 Hz » et ne comprend donc pas le champ magnétique statique de 0 Hz. Des valeurs d'exposition au champ magnétique statique peuvent être introduites dans la directive Européenne qui est en cours de révision (voir Directive Européenne ratifiée 2008/46/EC. Elle diffère la mise en application au plus tard au 30 avril 2012). Une mise à jour de la directive concernant les valeurs limites d'exposition a été présentée par l'ICNIRP (voir justification 201.7.9.2.101.k) en 2009 [162] (voir également Tableau AA1 sur les normes professionnelles de champ statique).~~

~~Dans la présente norme, la limite d'exposition au champ magnétique statique pour le PERSONNEL RM est fixée à un maximum de 4 T. Cette valeur est proposée en raison des effets physiologiques et sensoriels connus de l'exposition aux champs magnétiques statiques jusqu'à 4 T, qui se limitent à des observations subjectives comme des étourdissements et des vertiges. Ces observations, effectuées par la personne concernée, sont peut-être liées aux mouvements de la tête de la personne au cours de l'exposition, varient beaucoup en fonction des individus et ne sont pas considérées comme effet négatif pour la santé des membres du PERSONNEL RM, ne concernant que son bien-être général pendant l'exposition. Cependant, avec les effets possibles sur la coordination œil-main, la performance optimale du personnel exécutant des procédures délicates (par exemple, les chirurgiens) pourrait être diminuée, avec une baisse concomitante de sécurité [143].~~

~~Bien que, pour les membres spéciaux du PERSONNEL RM, une fréquence d'exposition aux champs magnétiques statiques > 3 T puisse s'avérer relativement élevée, il n'existe pas de DOMMAGE généralement reconnu pour le PERSONNEL RM qui résulterait d'effets sensoriels. En outre, la probabilité d'un DOMMAGE pour le PATIENT provoqué par ces effets sur le PERSONNEL RM (pouvant entraîner une baisse de concentration ou rendre instable le contrôle de la main) est considérée comme très faible. Cette probabilité dépend de différentes directives et réglementations sur la pratique du travail relatives à la fonction et au lieu de travail. En conséquence, le risque associé à chacun des DANGERS est considéré comme acceptable, y compris à des champs magnétiques statiques jusqu'à 4 T. Pour le PATIENT comme pour les membres du PERSONNEL RM, l'exposition à des valeurs supérieures à 4 T exige une approbation conformément aux réglementations locales.~~

~~Il est important de prendre en considération le fait que de nombreux rapports publiés indiquent que ce n'est pas l'exposition au champ magnétique statique, mais le mouvement dans le champ magnétique statique (y compris le champ parasite des aimants des APPAREILS A RM), qui provoque les effets physiologiques et sensoriels observés. Il est considéré que la seule exposition au champ magnétique statique (par exemple en se tenant à proximité de l'aimant ou sur le support PATIENT dans le champ) n'entraîne aucun effet sensoriel. D'après ce point, il convient d'exprimer les limites d'exposition en T/s plutôt qu'en T. Une publication récente de Glover [148] suggère cependant des effets sensoriels directs provoqués par l'exposition au champ magnétique statique. Il indique une posture instable et la sensation de "chute" à côté de l'aimant 7T observées par un bénévole qui se tient à côté de l'aimant.~~

~~Les mouvements dans le champ magnétique parasite non homogène de l'aimant induisent des courants électriques dans le tissu humain, qui peuvent exiger une valeur limite d'exposition. Des publications récentes [145] ont illustré que les densités de courant induites peuvent dépasser les valeurs fixées par les lignes directrices de l'ICNIRP [131] ou les lignes directrices de l'IEEE [154] dans la plage de fréquences de quelques Hz, qui peut être considérée comme la plage de fréquences applicable au mouvement d'un membre du~~

~~PERSONNEL RM dans le champ parasite de l'aimant. Les mouvements à travers les champs statiques induisent des courants supérieurs aux valeurs limites pour les sources EMF variables avec le temps telles que proposées dans l'annexe de la Directive Européenne [130] ce qui s'oppose à la pratique actuelle valant pour la grande majorité des SYSTEMES A RM à champ élevé dans les hôpitaux. À l'heure d'une définition de la troisième édition de la présente norme, l'interprétation de la Directive Européenne est soumise à discussion. En particulier, la question consistant à savoir si le mouvement dans le champ parasite non homogène du champ magnétique statique, situé à l'extérieur de l'aimant, est inclus et s'il doit être soumis aux limites données pour une exposition aux EMF basse fréquence. Cette question est toujours sans réponse.~~

~~La limite d'exposition proposée pour le mouvement du PATIENT dans le dispositif de balayage est extraite de la publication de Glover. Elle est supposée établir une valeur conservatrice pour cette exposition de mouvement, tout en prenant en compte les années d'expérience des mouvements de patients dans les dispositifs de balayage, l'exposition relative aux changements dans le champ magnétique statique et le fait qu'en pratique les PATIENTS ne se plaignent presque jamais des effets observés. La limite proposée est par conséquent indépendante du mode de fonctionnement du dispositif de balayage. Pour le PERSONNEL RM aucune limite d'exposition concrète n'est donnée pour ce type d'exposition car en pratique, il est impossible de surveiller ce champ. Des dispositifs de capteur sont en cours de développement [149] mais ne sont pas disponibles à l'utilisation en milieu hospitalier.~~

~~En 2006, l'Organisation mondiale de la santé a publié un rapport intitulé: Critères de santé environnementale 232, Champs statiques [143]. Ce rapport est le résultat d'une revue complète de toutes les publications spécialisées concernant les effets sur la santé des champs statiques magnétiques et électriques. Plus de 500 références à ces publications sont indiquées et discutées. Ce rapport traite des mécanismes d'interaction éventuelle avec le corps humain, et inclut des études in vitro, des études sur les animaux, des études en laboratoire sur les êtres humains, des études épidémiologiques, une évaluation des risques pour la santé et des recommandations pour les études ultérieures. Il constitue la principale source d'entrée pour la mise à jour attendue des lignes directrices de l'ICNIRP relatives à l'exposition des êtres humains aux champs magnétiques statiques [162]. Cependant, il est à noter que la conclusion de ce rapport complet spécifique aux effets sur la santé des champs magnétiques statiques est toujours formulé: « Néanmoins, le manque important d'informations rend impossible une caractérisation appropriée des risques de l'exposition aux champs statiques. »~~

~~Les valeurs les plus élevées du champ magnétique statique dans les SYSTEMES A RM sont pour la plupart limitées à la partie interne des enveloppes du système et de l'alésage, mais les champs magnétiques à décroissance spatiale se trouvent à l'intérieur de la ZONE A ACCÈS CONTRÔLÉ. La plage d'intensités des champs magnétiques statiques utilisés dans les APPAREILS A RM du commerce s'étend de 0,02 T environ à 7,0 T. Des modèles expérimentaux mettent à présent en œuvre une plage d'intensités de champs s'étendant jusqu'à 12 T.~~

~~Bien que les aimants permanents et les aimants résistifs soient utilisés dans certains APPAREILS A RM, la plupart des APPAREILS A RM du commerce utilisent des aimants supraconducteurs. Dans les aimants supraconducteurs, le champ statique est en général parallèle au grand axe du corps. Dans certains APPAREILS A RM, livrés avec un AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL, le champ magnétique statique est perpendiculaire au grand axe du PATIENT.~~

~~L'évaluation des expositions des PATIENTS et du PERSONNEL RM aux champs statiques tient compte des effets à la fois du champ magnétique homogène et du champ magnétique à variation spatiale.~~

~~Les effets biologiques des champs magnétiques statiques sont complexes et varient en pratique du niveau moléculaire et cellulaire aux effets macroscopiques et neurologiques. Les effets biophysiques et biochimiques à prendre en considération sont relatifs à la force et au couple, aux courants induits par (l'intensité et le mouvement) et à la modification de la mécanique quantique moléculaire qui affecte potentiellement les résultats de la réaction enzymatique. Pour les examens scientifiques des interactions et effets potentiels, et les~~

études épidémiologiques relatives à ces effets, voir entre autres [82], [174], [179], [180], [181], [143], [191], [209].

Les DANGERS potentiels sont considérés comme relatifs aux effets qui présentent une relation claire et cohérente avec l'exposition, et peuvent être liés à un mécanisme physique et biologique plausible. De plus, des preuves scientifiques positives reproductibles sont nécessaires lorsque des mesures de MAÎTRISE DU RISQUE sont définies. En résumé, il n'existe aucune preuve concluante pour les effets à long terme ou liés à la dose, d'une exposition aux champs magnétiques. Le rapport complet de l'Organisation mondiale de la santé (OMS) [143] conclut toutefois que: «Néanmoins, le manque important d'informations a rendu impossible une caractérisation appropriée des RISQUES de l'exposition aux champs statiques.»

Les implications des preuves scientifiques concernant les effets des champs magnétiques sur les humains se sont traduites en directives ICNIRP pour l'exposition en milieu professionnel [162] et en un énoncé spécifique relatif aux PATIENTS qui subissent un EXAMEN PAR RM [170]. Une exposition des PATIENTS jusqu'à 8 T est considérée acceptable, dans la mesure où seuls des effets transitoires modérés relatifs aux vertiges et aux étourdissements ont été mentionnés dans le rapport. Aucun de ces effets n'exige de SURVEILLANCE MÉDICALE. La prise en compte d'effets similaires pour le PERSONNEL RM permet une exposition sans condition jusqu'à 2 T, alors que des expositions entre 2 T et 8 T sont soumises à un environnement de travail contrôlé et à des instructions à l'intention du PERSONNEL RM (voir également [210]).

NOTE Une exposition des nouveau-nés ou des jeunes enfants au-dessus de 4 T peut exiger de consulter les autorités locales.

Depuis l'examen par l'ICNIRP, plusieurs nouvelles études ont été publiées en rapport avec l'exposition à des aimants à fort champ (notamment 7 T). Le Tableau AA.1 récapitule ces publications en termes d'observations pertinentes pour servir de lignes directrices concernant l'exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM aux champs magnétiques.

Tableau AA.1 – Aperçu des effets physiologiques sur les humains, les animaux et les systèmes de modèles pour les expositions aux champs magnétiques à des intensités de champ adaptées à l'IRM. Les implications des effets mentionnés dans le rapport sont évaluées dans la dernière colonne

Effets physiologiques	Intensité de champ considérée	Références ne mentionnant aucun effet	Références mentionnant des effets statistiquement significatifs	Évaluation des effets
Vertiges / étourdissements	(7 T) 4,7 T en 1,9 s	2 T/s à impulsions courtes dans la même étude	[148] (Glover 2007)	Nombre limité de bénévoles, la réponse dépend fortement du sujet. Probablement d'avantage un effet de seuil B0 global que le rapport dB/dt, voir références [182] et [185]
	3 T, 7 T; 1 T/s, 2 T/s 3,5 T/s		[182] (Roberts 2011)	Méthodologie claire, mouvement linéaire. Le nystagmus dépend de l'intensité de champ et de l'orientation de la tête, et non pas de la vitesse de mouvement.
	7 T		[185] (Mian 2013)	Méthodologie complète associant le nystagmus et la direction du mouvement mentionnée aux expositions aux champs magnétiques. On peut exclure la vitesse de mouvement ou le rapport dB/dt comme mécanisme, les effets transitoires peuvent être attribués à l'échelle de temps de l'adaptation neuronale des perceptions.
	0 T; 1,5 T; 3,0 T; 7 T		[192] (Heinrich 2013)	La méthodologie a utilisé uniquement un mouvement linéaire, les sujets font état de sensations de vertige modéré
	(1,5 T)		[24] (Schenck 1992a)	Effet suggéré de fluide et de champs électriques dans la glande vestibulaire; voir également références [182] et [185]
	1,5 T; 4 T		[67] (Schenck 1992b)	Effets accrus avec intensité de champ plus élevée, classés comme modérés et sans conséquence (du point de vue du PATIENT)
	1 T; 1,5 T		[197] (De Vocht 2006b)	Tous les effets sont transitoires et aigus, effet plus important mentionné pour les déplacements à grande vitesse
Posture instable	7 T		[223] (Thormann 2013)	La diphénhydramine, même à faible dose, réduit les vertiges, et peut être utilisée de manière préventive pour soutenir des conditions de travail améliorées
	1 T ² /m (7 T)		[148] (Glover 2007)	Posture instable renforcée dans les deux cas; les caractéristiques de champ sont comparables à celles proches des systèmes 3 T
Nausée	(7 T) >= 0; 0,24; 0,37 T; 0,5 T/s & 0,7 T/s		[203] (Van Nierop 2013)	L'étude présente une erreur systématique importante dans le choix des bénévoles (sujets jeunes, sujets sensibles au mal des transports exclus). Mouvement de la tête normalisé (non linéaire)
	1,5 T; 4 T		[67] (Schenck 1992)	Augmentation statistiquement importante dans les rapports avec 4 T; confirmation que 1,5 T ne présente pratiquement aucun problème et que 4 T est acceptable (du point de vue du PATIENT)

Effets physiologiques	Intensité de champ considérée	Références ne mentionnant aucun effet	Références mentionnant des effets statistiquement significatifs	Évaluation des effets
Maux de tête	2 T	[60] Budinger (1984)		
	1 T; 1,5 T	[197] De Vocht et al (2006b)		Rapports limités, ne dépend pas des champs magnétiques
Goût métallique	(7 T) 1 T/s; -4 T/s		[198] (Cavin 2007)	Nombre limité de bénévoles, la réponse dépend du sujet
Aversion gustative	9,4 T		[175] (Nolte 1998)	Rats avec une aversion gustative: indication selon laquelle ils évitent de se trouver dans le champ
	4 T; 7 T; 19 T (et inversement)		[205] (Haupt 2005)	Rats présentant une aversion gustative > 14 T
Fonctions cognitives / Exécution de tâches	0 T; 1,5 T; 3 T; 7 T (<0,8 T/s)		[192] (Heinrich 2013)	Erreur systématique: sujets jeunes en bonne santé. La méthodologie a utilisé uniquement un mouvement linéaire. Essais cognitifs après une interruption de 20 minutes. Ainsi, peu d'informations sur les troubles cognitifs aigus. Noter que l'étude mentionne un meilleur contrôle du mouvement.
	(7 T) 0 T; 0,5 T; 1 T		[202] (Van Nierop 2012)	Mouvement de la tête rotatif normalisé, répété à chaque fois avant chaque étude: évaluation plus directe des effets aigus. L'étude présente une erreur systématique importante dans le choix des bénévoles (sujets jeunes, sujets sensibles au mal des transports exclus). Mouvement de la tête normalisé (non linéaire)
	1,5 T; 7 T	[189] (Schlamann 2010)		Erreur systématique: hommes droitiers, essais effectués avant et après le protocole IRM complet (y compris le balayage); certains essais ont montré une meilleure exécution des tâches post-IRM
	0; T/8; T	[168] (Chakeres 2003) [171] (Chakeres 2005)		Expérience maîtrisée, aucun effet sur la fonction mnésique
	1,5 T; 3 T; 7 T	[168] (Heinrich 2011)		Méta-analyse des données. Certains effets mentionnés sont considérés comme non significatifs après regroupement, mais une analyse sérieuse de la méthodologie par rapport au mécanisme potentiel translation/rotation) fait défaut. Des problèmes posés avec un faible effectif et des conditions de contrôle inappropriées rendent également difficile toute décision par non/oui.
	0,7 T (dans un champ périphérique de 1,5 T)		[174] (de Vocht 2003)	Effet sur la coordination des mains et la sensibilité au contraste visuel qui peut affecter l'exactitude d'exécution des tâches.
	0 T; 1,5 T; 3 T; 7 T (<0,8 T/s)	[192] (Heinrich 2013)		Aucun effet statistiquement significatif sur la mémoire

Effets physiologiques	Intensité de champ considérée	Références ne mentionnant aucun effet	Références mentionnant des effets statistiquement significatifs	Évaluation des effets
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (dans un champ périphérique de 7 T)		[193] (de Vocht 2005)	Suivi visuel réduit montrant une dépendance à l'intensité B0
	0 T; 0,6 T; et 1,0 T (champ périphérique pour les aimants 1,5 T, 3 T)		[194] (de Vocht 2006)	Pour évaluer les relations exposition-réponse entre l'exposition aux champs magnétiques et les effets de comportement neurologique, vingt bénévoles ont été soumis à toute une série d'essais de comportement neurologique après mouvement de la tête en l'absence de champ magnétique, et avec mouvement effectif de la tête dans les champs parasites non homogènes des aimants IRM de 1,5 T et 3,0 T. Des relations exposition-réponse ont été déterminées pour la mémoire de travail visuelle (-2,1 %/100 mT) et auditive (-1,0%/100 mT), vitesse de coordination œil-main (-1,0%/100 mT) et tâches de suivi visuel (-3,1%/100 mT). La précision œil-main, la vitesse de balayage et la sensibilité au contraste visuel n'ont apparemment pas été influencées par l'intensité de champ magnétique.
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (dans un champ périphérique de 7 T)		[196] (de Vocht 2007)	Expérience maîtrisée, aucun effet sur la fonction mnésique; coordination des mains et sensibilité au contraste visuel réduites
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (dans un champ périphérique de 7 T)		[197] (de Vocht 2007)	Groupeage des données d'études précédentes Les probabilités à postériori ont suggéré que la vitesse visuomotrice, et non la précision, était altérée par l'exposition (-0,2 % à -0,7 % par 100 mT). Le seuil de contraste visuel à des contrastes plus importants augmentait également parallèlement à une exposition aux champs électromagnétiques plus importante (-1 %/100 mT).
	1 T; 1,5 T		[195] (de Vocht 2006)	Tous les effets sont transitoires et aigus, effet plus important mentionné pour les déplacements à grande vitesse
	0 T; 3 T	[169] (Lepstein 2012)		Aucune différence entre champ actif/champ inactif. Erreur systématique: sujets jeunes en bonne santé. Expérience maîtrisée, tâches multiples, sujets couchés et au repos.
	0 T; 1,5 T; 4 T		[187] (Weiss 1992)	Rats soumis au test du labyrinthe dans un champ magnétique; stratégie claire de réaction d'évitement avec un champ 4 T dans une expérience en labyrinthe inversé parfaitement contrôlée
	14 T		[204] (Lockwood 2003)	Les rats commencent à tourner dans l'aimant, effet également sur l'élevage; attribué à l'effet de la glande vestibulaire

Effets physiologiques	Intensité de champ considérée	Références ne mentionnant aucun effet	Références mentionnant des effets statistiquement significatifs	Évaluation des effets
	4 T; 7 T; 19 T (et inversement)		[205] (Haupt 2005)	Les rats commencent à tourner dans l'aimant (>7 T), effet également sur l'élevage (>4 T); attribué à l'effet de la glande vestibulaire (dépendance à l'orientation).
Fonction cardiaque	2 T		[71] (Jehenson 1988)	Augmentation du cycle cardiaque de 17 %, retour à un cycle normal avec un champ nul. Aucune autre donnée supplémentaire disponible pour évaluer la relation avec l'intensité B0. Non considéré comme un risque pour les patients avec une fonction cardiaque compromise
Effets de développement / dommage à l'ADN	200 mT		[208] (Hung 2010)	Modèle néonatal, durée de vie plus courte, développement plus rapide. Les effets confirment les études précédentes sur les animaux et les modèles portant sur l'augmentation du nombre de micronucléations. Problème de vieillissement accéléré lors d'une exposition aux champs B0?
	1,5 T		[172] (Simi 2008)	Étude sur les humains, effectif limité, avec indication de taux de réparation de l'ADN plus élevés (micronucléation) en rapport avec une exposition IRM du corps entier, conformément à d'autres preuves en matière de systèmes de modèles. L'effet peut ne pas être dû aux champs B0, mais en revanche à une exposition RF.
	10 T; 4,7 T		[209] (Miyakoshi 2006) et références qui y sont citées	L'examen des effets cellulaires indique les possibilités d'existence d'effets in situ sur la biochimie cellulaire, par exemple, dommage à l'ADN, transport des ions et expression génétique. Les données existantes à la date de rédaction de cet examen considéraient insuffisant le soutien à la nécessité d'une actualisation de la politique en vigueur concernant l'exposition à des champs magnétiques intenses
	7 T		[68] (Raylman 1996)	Prolifération cellulaire moindre dans les cellules tumorales humaines in vitro, mais absence de ruptures de brins d'ADN ou de cycles cellulaires affectés.
	4,7 T		[211] (Okazaki 2001)	Souris: observation d'effets moléculaires, mais aucune observation d'effets macroscopiques dangereux sur le développement des fœtus
	5 T; 9 T		[188] (Zhang 2003)	Étude sur les effets mutagènes de l'Escherichia coli; augmentation importante des sujets mutants et expression génétique induite par radical superoxyde (1,4x et 1,8x)

Effets physiologiques	Intensité de champ considérée	Références ne mentionnant aucun effet	Références mentionnant des effets statistiquement significatifs	Évaluation des effets
Signalisation biophysique	5 T; 10 T; 13 T	[212] (Yoshie 2012)		Étude sur les effets mutagènes de l'Escherichia coli; aucune action mutagène signalée dans d'autres souches de gène rapporteur (thymine) et souches bactériennes mutantes Problème des études portant sur l'Escherichia coli: l'effet SMF peut dépendre fortement du gène rapporteur évalué; l'étude des extrémités (mutants résistants) comme dans l'étude de Zhang semble davantage indicative
	0,5 T; 1 T; 2 T; 5 T	[213] (Ikehata 2011)		Bactéries et souris utilisées comme systèmes de modèles, expérience maîtrisée; aucun effet mutagène significatif sur la culture de levure; temps de survie des souris qui présentent des tumeurs constituant un élément très intéressant; l'étude confirme également une augmentation de la micronucléation (notamment en présence de sujets comutagènes). Suggestion d'une augmentation du stress oxydatif dans les champs magnétiques.
	6,34 T	[49] (Ueno 1990)		Aucun effet sur le développement embryonnaire chez les grenouilles
	<1,5 T	[61] (Kanal 1991)		Aucune augmentation des anomalies congénitales dans le cadre des techniques PAR RM
	1,5 T?	[64] (Kay 1988)		Aucun effet défavorable sur le développement embryonnaire chez les grenouilles
	0,25 T		[214] (Wang 2009); [215] (Wang 2010)	inhibition des mécanismes de signalisation cellulaire et réduction de la prolifération cellulaire in vitro, les champs magnétiques statiques ont des effets similaires aux médicaments
	0,32 T		[217] (Cunha 2012)	La prolifération cellulaire des ostéoblastes est affectée par l'exposition aux champs magnétiques
	0,25 T		[216] (Azanza 1989)	Un champ magnétique statique peut reproduire les effets de la caféine sur les neurones
	0,6 T		[219] (Fanelli 1999)	Il a été constaté que les champs magnétiques statiques au-dessus de 600 mT réduisent l'étendue de la mort cellulaire par apoptose induite par plusieurs agents dans différents systèmes cellulaires humains, assistée par un plus grand afflux de Ca ²⁺
	1,5 T		[218] (Sirmatel 2007)	L'exposition de sujets humains mâles montre l'effet positif d'une réduction du stress oxydatif chez les individus de sexe masculin suite à une exposition de courte durée

Effets physiologiques	Intensité de champ considérée	Références ne mentionnant aucun effet	Références mentionnant des effets statistiquement significatifs	Évaluation des effets
	3 T		[220] (Lee 2011)	Les micronoyaux et les aberrations chromosomiques observés dans les cultures de cellules humaines exposées à un balayage PAR RM s'accumulent proportionnellement au temps d'exposition. Il n'est pas certain que cela soit dû à une exposition aux champs B0 ou RF.
Phosphènes	50 mV/m – 100 mV/m @ 20 Hz		[199], [200], [201] (Lovsund 1980)	Perception d'une sensation visuelle de faible papillotement ressentie du fait de champs électriques internes induits dans la rétine par le champ magnétique Magnétophosphènes: Sensation d'éclairs lumineux provoqués par les courants électriques induits qui stimulent la rétine.

Ces dernières années, de nombreux SYSTÈMES À RM de 3,0 T ont été installés et régulièrement utilisés pour les études sur le PATIENT. Aucune donnée sur le PATIENT n'apparaît dans les publications décrivant les effets néfastes pour la santé qui nécessitent une SURVEILLANCE MÉDICALE de 3,0 T. Sur la base d'un principe de précaution, la demande d'une SURVEILLANCE MÉDICALE lors du balayage des PATIENTS avec des SYSTÈMES À RM de 7,0 T est nécessaire. Conformément aux recommandations précédentes, le niveau de préoccupation relatif au MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE DEUXIÈME NIVEAU est porté à 8,0 T.

Un sujet de préoccupation consiste à déterminer si les champs magnétiques statiques sont dangereux ou non pour les enfants à naître du PERSONNEL RM féminin exposé. Alors que la démonstration de la sécurité au sens absolu du terme exige un nombre infini d'expériences, la documentation ne comporte à ce jour aucune preuve attestant de la dangerosité de l'exposition aux champs magnétiques statiques. Une enquête épidémiologique [61] de technologues de la RM aux États-Unis n'a trouvé aucune corrélation entre l'exposition aux champs magnétiques statiques élevés et les taux d'avortements spontanés, l'infertilité, le poids insuffisant à la naissance ou les accouchements prématurés. Ueno a étudié le développement embryonnaire des grenouilles dans des champs de 6,34 T et a constaté que le clivage rapide, la multiplication cellulaire et la différenciation étaient inchangés [48]. Kay a également étudié le développement embryonnaire des grenouilles dans des champs statiques élevés et n'a trouvé aucun effet nuisible [64]. McRobbie a étudié les souris gravides dans des champs magnétiques de gradient et n'a trouvé aucun effet sur le nombre de petits ou le taux de croissance [65]. Les études menées sur des enfants soumis à un balayage prénatal avec des champs de 1,5 T n'ont révélé aucun effet défavorable détectable jusqu'à l'âge de 9 ans [221, 222].

En résumé:

- Il n'existe aucune preuve relative aux effets à long terme ou aux effets de dose d'une exposition aux champs magnétiques statiques, et aucune mesure de contrôle de l'exposition par calcul de la moyenne temporelle n'est exigée. Les éléments de preuve relatifs aux effets des champs magnétiques sur le développement du fœtus sont limités, et il convient d'appliquer le principe de précaution, notamment pour le PERSONNEL RM féminin en cours de grossesse.
- Tous les effets de champs magnétiques sont transitoires, mais il convient de les prendre en considération à des intensités de champ supérieures à 2 T. Les effets mentionnés et physiologiquement appréhendés sont les magnétophosphènes, les nausées, les vertiges, la posture instable renforcée et le goût métallique. Tous ces effets semblent dépendre fortement de facteurs individuels, mais il est indiqué qu'ils sont plus importants avec une intensité de champ plus élevée et/ou une plus forte inclinaison du gradient de champ périphérique. Une publication récente montre que les médicaments prescrits pour supprimer les vertiges sont également efficaces pour les phénomènes induits par RM.
- De plus, certaines données indiquent que l'exécution des tâches et la vigilance neurocognitive sont affectées dans certaines circonstances. La cause profonde de ces effets n'est pas identifiée (il peut s'agir d'une conséquence d'une sensibilité aux vertiges), et on obtient des résultats contradictoires qui peuvent être attribuables aux différences de méthodologie (mouvements linéaires par rapport à des mouvements de rotation, par exemple).

Tous les effets mentionnés peuvent être considérés négligeables pour les PATIENTS, sur la base des études disponibles jusqu'à des champs de 8 T.

Les observations d'étourdissement et de vertige sont tout particulièrement spécifiques au sujet et peuvent dépendre du mouvement de la tête de la personne lors de l'exposition. Compte tenu du caractère bénin de ces effets, ces derniers ne sont pas considérés comme des effets négatifs sur la santé du PERSONNEL RM. Il convient toutefois d'informer le PERSONNEL RM et de le former à ces effets, ainsi que de lui accorder une possibilité de refus pour certaines pratiques de travail. Le PERSONNEL RM interventionnel notamment, doit être informé du fait que l'exécution de ses tâches peut être affectée lors d'un travail effectué à proximité ou à l'intérieur de l'aimant. Compte tenu de l'augmentation de la sensibilité avec l'intensité de

champ aux symptômes sensoriels et potentiellement réducteurs de l'exécution des tâches, des mesures spécifiques visant à éviter ou à minimiser la quasi-approche des systèmes de 7 T sont recommandées. Selon [148], les effets sensoriels liés au mouvement peuvent être minimisés si les modifications de champ, dues au mouvement, sont inférieures à 3 T/s. De nouvelles études [184] indiquent que le mouvement en soi ne constitue pas le principe physique qui génère les effets sensoriels. Néanmoins, la constante de temps associée au mouvement peut servir à réduire les effets par une limitation de la vitesse de mouvement.

• Mécanismes potentiels pour les effets biologiques

Les considérations (bio)physiques suivantes relatives aux mécanismes potentiels des effets biologiques sont prises en compte pour une ANALYSE DU RISQUE de l'exposition des PATIENTS et du PERSONNEL RM:

Forces, couple et perméabilité

Le mécanisme le moins fascinant et peut-être le plus important pour les effets biologiques à RM est le DANGER de missile. Les objets ferromagnétiques seront soumis à des forces de translation qui les attireront vers des régions de l'aimant, de champ magnétique élevé [15]. Cette force dépend du produit de l'intensité du champ magnétique statique et du gradient spatial de l'intensité du champ magnétique. Les aimants protégés à faible champ peuvent, en certains endroits de l'espace, produire de plus grands gradients magnétiques que des aimants non protégés à fort champ [16]. Le résultat est que de tels aimants protégés à faible champ peuvent exercer, en certains endroits, de plus grandes forces sur les objets ferromagnétiques que des aimants non protégés à fort champ [16]. Le DANGER de missile nécessite une formation du personnel.

Les objets diamagnétiques seront soumis à des forces de translation les attirant vers des régions à faible champ magnétique, loin de l'aimant [15],[17],[18]. L'eau est faiblement diamagnétique. Ueno et Iwasaka [17],[18], ont montré que dans un aimant à tunnel étroit, de 8 T, l'eau peut être soumise à une force allant jusqu'à 30 % de la force de gravité. Cette force provoque la séparation de l'eau dans la région de champ uniforme de l'aimant. Pour une première approximation, les aimants solénoïdaux supraconducteurs utilisés dans les APPAREILS A RM peuvent être approchés comme des paires de Helmholtz. Supposons qu'une paire de Helmholtz a un rayon, R , et que le champ magnétique statique au centre de la paire de bobines est B_0 . Considérons un objet dont la susceptibilité est χ et dont la densité est ρ . Soit g l'accélération de la gravité, μ_0 la perméabilité de l'espace libre, et z l'axe de la paire de Helmholtz. L'accélération maximale, a , (normalisée par rapport à l'accélération de la gravité) qu'il convient que cet objet rencontre dans le champ magnétique d'une paire de Helmholtz de rayon, R , peut être exprimée de la façon suivante:

$$a = \frac{\chi B}{\mu_0 \rho g} \left(\frac{\partial B}{\partial z} \right) \approx \frac{\chi}{\mu_0 \rho g} \left(\frac{-0,569 B_0^2}{R} \right) \quad (\text{AA.1})$$

On peut montrer que la force de crête provenant d'une bobine de Helmholtz se produit à $z/R = 0,787$ (en supposant que le centre de la paire correspond à $z = 0$). Ueno a indiqué que le produit de la force maximale ($B \partial B / \partial z$) de son système d'entrefer étroit était de 400 T²/m à $z = 75$ mm. En supposant qu'un modèle de Helmholtz s'applique, le rayon de la paire de Helmholtz doit être $R = z / 0,787 = 0,075 / 0,787 = 0,095$, et le produit de la force maximale est $B \partial B / \partial z = 0,569 B_0^2 / R = 381$ T²/m (inférieur à une divergence de 4,7 %).

L'effet "Moses" de Ueno a été observé dans un aimant de 8 T d'entrefer étroit (0,05 m). L'Équation (AA.1) montre que l'eau, qui est diamagnétique ($\chi = -9,05 \times 10^{-6}$ et densité = 1 000 kg/m³), subira une accélération représentant environ 30 % de l'accélération de la gravité. Lorsqu'un récipient plat est placé horizontalement dans l'aimant et rempli d'eau, l'eau est séparée, laissant le récipient sec dans le centre de l'aimant. Ueno a également trouvé d'autres effets biologiques subtils [19] relatifs au produit de la force de l'aimant. L'Équation (AA.1) prédit que la force (et sans doute les effets biologiques) provenant des aimants semblables aux aimants de Helmholtz (tels que les aimants solénoïdaux) dépend du carré de

l'intensité du champ magnétique et inversement du rayon de la paire de Helmholtz effective. En supposant que les AIMANTS POUR LE CORPS ENTIER ont un rayon équivalent de Helmholtz de 1 m, le produit de la force pour un AIMANT POUR LE CORPS ENTIER avec 4 T ne représente alors que de 4 % de celui de l'aimant de Ueno. Ainsi, dans un AIMANT POUR LE CORPS ENTIER avec 4 T, il convient que l'eau soit soumise à une accélération ne représentant qu'environ 1 % de celle de la gravité.

Un effet biologique très indirect, mais important, concernant les objets ferromagnétiques, implique les stimulateurs cardiaques, les stimulateurs de cerveau et d'autres dispositifs médicaux implantables actifs. Ces dispositifs peuvent avoir des commutateurs par relais ferromagnétiques qui sont actionnés par des champs magnétiques de quelques gauss [16]. Certaines prothèses, shunts, vis et autres implants peuvent être soumis à des forces dans un champ magnétique statique. Un soin approprié doit être apporté pour s'assurer que la sécurité de ces PATIENTS n'est pas compromise.

Avant de quitter le sujet des objets ferromagnétiques, un autre mécanisme indirect présentant un potentiel doit être identifié. Ce mécanisme présentant un potentiel concerne la tendance des noyaux magnétiques des transformateurs et de certains conducteurs à se saturer en présence de champs statiques élevés. Un équipement contenant de tels noyaux magnétiques peut être endommagé et cesser de fonctionner. Si un tel équipement est utilisé comme fonctions de surveillance ou d'assistance vitale, alors la saturation des noyaux magnétiques peut présenter des risques potentiels significatifs pour le PATIENT.

Les objets électriquement conducteurs, y compris ceux avec une perméabilité relative proche de l'unité, peuvent être susceptibles à des forces d'amortissement mécanique. Ces forces se produiront si le mouvement des objets traverse les lignes de force magnétiques. Les courants générés dans les objets conducteurs produiront, d'après la loi de Lenz [20], des champs magnétiques qui s'opposent au champ magnétique statique et amortissent le mouvement.

Vitesse de conduction nerveuse

Les charges se déplaçant orthogonalement par rapport au champ magnétique statique seront soumises à des forces de Lorentz dans des directions orthogonales aux vecteurs de champ statique et de vitesse. Ce mécanisme, l'effet Hall, peut influencer la conduction nerveuse [21]. Les champs magnétiques statiques peuvent influencer le temps de propagation potentiel d'action de l'arrêt de la stimulation des fibres nerveuses, en changeant les chemins de conduction et les résistivités des nerfs [21]. Le type de changement dépendrait de l'orientation relative de la fibre nerveuse par rapport au champ magnétique statique et à son intensité. Un changement de seulement 10 % des propriétés du nerf "sans champ" exigerait une intensité de champ magnétique statique de 24 T [21].

Champs électriques induits

Des porteurs de charges, tels que l'écoulement du sang, se déplaçant dans les champs magnétiques statiques, induisent des tensions transversales [22]. Les tensions, V , induites par l'effet magnétohydrodynamique, peuvent être trouvées en considérant la force de Lorentz, F . Cette force, une fois divisée par la charge élémentaire, q , exprime le champ électrique transversal. Si le diamètre du vaisseau sanguin est D , la vitesse de l'écoulement du sang est μ , et θ est l'angle entre le vecteur de vitesse et le champ statique, alors d'après la loi de la force de Lorentz, nous avons (voir Figure AA.1):

$$V = \frac{FD}{q} = \mu \cdot BD \cdot \sin(\theta) \quad (\text{AA.2})$$

La loi de l'induction de Faraday, relie la tension induite à la vitesse de variation du flux à travers une surface, A . Le flux est l'intégrale du produit scalaire de l'intensité du champ magnétique, B , en chaque point de la surface. Pour des champs magnétiques statiques, la perpendiculaire à la surface doit changer avec le temps, t , pour entraîner une tension induite, V :

$$V = \frac{d \int \vec{B} \cdot d\vec{A}}{dt} \quad (\text{AA.3})$$

La respiration, les battements cardiaques et l'écoulement du sang peuvent induire des tensions dans le corps. Une manifestation de ces tensions induites (voir Figure AA.1) est l'élévation de la partie de l'onde "T" de l'électrocardiogramme à des niveaux élevés de champs statiques [23]. Pendant la systole, le cœur en mouvement et l'écoulement du sang induisent une tension corporelle proche de l'amplitude et voisine du temps de cycle cardiaque de l'onde "T" [23]. Le mouvement de la paroi thoracique pendant la respiration dans des champs magnétiques statiques induira de petites tensions dans le corps. Schenck [24] a relié le vertige, éprouvé par le personnel qui travaille près des forts champs magnétiques, aux pressions produites dans les canaux semi-circulaires de l'oreille interne par les champs électriques induits par ces mouvements.

Effets biologiques des lignes électriques et RM

~~Le fait que les champs magnétiques statiques et dynamiques de faible niveau associés aux lignes électriques jouent ou non un rôle dans l'émergence du cancer a intéressé beaucoup de publicitaires récemment. Les études épidémiologiques sur les effets de l'exposition résidentielle aux lignes électriques à 50 et 60 Hz sur le cancer infantile ont indiqué un risque accru pour certains cancers [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31]. Cependant, la signification statistique des résultats reste contradictoire. Approximativement la moitié des études d'exposition résidentielle d'adultes aux lignes électriques a trouvé des effets. Cependant, une seule étude a montré une signification statistique. Les autres études n'ont montré aucun effet. Plusieurs études d'exposition en milieu professionnel à des champs à 50–60 Hz ont été réalisées [25], [32], [33], [34], [35], [36]. Là encore les résultats sont contradictoires, ainsi que leur signification statistique. Ces études posent comme principe que des champs de quelques milligauss, inférieurs aux champs "naturels", entraînent des effets biologiques. L'hypothèse contraire à l'intuition et les résultats expérimentaux contradictoires ont récemment conduit Bernhardt [37] à conclure que des investigations supplémentaires sont nécessaires pour clarifier cette situation.~~

Effets biochimiques: résonance cyclotronique des ions calcium et mécanisme des paires de radicaux

Il y a des différences importantes entre les expositions aux lignes électriques et les expositions rencontrées en RM. Une différence est que les champs magnétiques de la RM sont statiques, contrairement aux champs des lignes électriques à 60 Hz. Une autre différence est l'absence de composante de champ électrique associée au champ magnétique statique de la RM. Un mécanisme proposé pour tous les effets biologiques de très basse fréquence (TBF) implique la résonance cyclotronique des ions calcium [38]. Un tel mécanisme exige à la fois un champ magnétique (qui peut être dynamique) et un champ électrique orthogonal variant à la fréquence de résonance cyclotronique, probablement du calcium. La fréquence de résonance cyclotronique pour les ions calcium est de 384 Hz/mT. La terre a une intensité de champ magnétique d'environ 0,02 mT à 0,05 mT. Un champ électrique à 60 Hz exigerait une intensité de champ magnétique orthogonal de 0,156 mT pour la résonance cyclotronique des ions calcium. Une telle combinaison de champs électriques et magnétiques peut se produire près des lignes électriques. Dans un aimant de 1,5 T, un champ électrique orthogonal de 576 kHz est requis pour la résonance cyclotronique. La fréquence de résonance dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est supérieure de plus de deux ordres de grandeur par rapport à la fréquence de résonance cyclotronique pour le calcium, pour le même aimant. Il n'y a aucun champ électrique près de la fréquence de résonance cyclotronique dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, puisqu'un blindage électromagnétique est utilisé. Ces blindages protègent l'environnement contre des signaux de RM et empêchent les signaux ambiants de dégrader les images par RM.

Autres mécanismes proposés pour les effets biologiques de champ statique

Les vitesses de réaction chimique, les équilibres et les concentrations pourraient être modifiés si certains ou tous les réactifs ou produits avaient des moments magnétiques qui

modifient de manière significative les réactions thermodynamiques [16], [17], [24], [39], [40], [41]. Cependant, jusqu'à 4 T, des considérations thermodynamiques indiquent qu'il convient que les effets ne soient pratiquement pas mesurables [24].

D'autres mécanismes éventuels ont été proposés pour les effets biologiques des champs magnétiques statiques. Par exemple, le passage par effet tunnel de protons dans l'ADN dû aux changements de hauteur de potentiel provoqués par le champ magnétique statique [40]. D'autres mécanismes ont été mentionnés dans d'excellentes publications [16], [24], [37], [40], [42], [43], [44], [45], [46].

• ~~Effets biologiques de champ statique observés~~

~~Études expérimentales~~

~~L'augmentation de l'onde T, artefact de l'électrocardiogramme, est le seul effet biologique de champ statique non mécanique qui est largement accepté. Il a été signalé pour des PATIENTS placés dans des champs statiques d'au moins 0,3 T. Ce phénomène relève plutôt de la cause biologique que de l'effet. L'écoulement du sang a pour conséquence la tension induite qui amène à l'artefact de l'onde T. Aucun effet nuisible ne se produit, le patient continue à produire des tracés normaux d'ECG immédiatement après avoir quitté le champ magnétique [16], [23]. Noter que Jehenson, et al [71], ont également trouvé une augmentation de 17% de la longueur du cycle cardiaque après 10 min d'exposition à un champ de 2 T. La longueur du cycle cardiaque est revenue à la normale 10 min après l'exposition et est restée normale pendant les 22 h suivantes.~~

~~Les champs magnétiques statiques utilisés dans les EXAMENS PAR RM n'ont pas comme conséquence des augmentations de la température du corps [47], comme cela avait été suggéré [48]. Il ne semble pas y avoir d'effets mutagènes [16], [42], [49]. Cependant, Narra, et al [70] ont constaté qu'une simple exposition de souris, de 30 min à des champs de 1,5 T a provoqué une réduction de 15% de sperme testiculaire les 16^{ème} et 26^{ème} jours après l'exposition. Il n'y a pas d'effets sur la conduction nerveuse et le temps de latence [50], [51], [52]. L'excitabilité nerveuse est soit inchangée [50], soit sensiblement accrue [51] par de forts champs magnétiques statiques.~~

~~Plusieurs des mécanismes proposés peuvent s'appliquer pour une intensité de champ très élevée, mais apparemment ne participent pas de manière significative pour des niveaux de champs magnétiques statiques inférieurs à 3,0 T. Par exemple, Atkins [53] a prouvé qu'à la température normale du corps, les considérations thermodynamiques exigent des champs statiques d'au moins 10 T pour produire des changements significatifs de la structure enzymatique. Wikwso et Barach [20] ont montré que des champs de 24 T influenceraient seulement légèrement la conduction nerveuse. Récemment, Kinouchi, Yamaguchi et Tenforde [72] ont montré qu'il convient que des champs statiques jusqu'à 10 T ne posent pas de problème pour cause de tensions induites dans l'aorte.~~

~~Il y a plusieurs rapports, dans la plupart des cas non fondés, d'effets biologiques de champs magnétiques statiques. On a observé que la consommation d'oxygène a été légèrement diminuée dans des cellules de rein et de foie d'embryons de souris soumises à des champs de 0,7 T [54]. Une autre étude, cependant, n'a trouvé aucun effet à 0,6 T [55]. Des résultats contradictoires ont été rapportés sur l'hématologie des animaux exposés pendant des semaines à de forts champs magnétiques statiques [56][57][58]. Il y a plusieurs articles de publications qui explorent ces secteurs plus en profondeur [16][24][37][40][42][43][44][45][46].~~

~~À des valeurs très élevées de champ magnétique statique (>10 T) les effets sont reportés sur le troisième clivage de l'œuf de grenouille entraînant des anomalies de développement telles que reportées par Denegre [140].~~

~~Les travaux expérimentaux sur les champs statiques supérieurs à 2 T ont été non décisifs. Prasad, et al [71] ont exposé des œufs de grenouille léopard à 0,15 T ou à 4,5 T ou à aucun champ et n'ont trouvé aucune différence entre les groupes. Il en a conclu que les champs~~

magnétiques jusqu'à 4,5 T n'ont aucun effet sur le développement précoce. Schenck, et al [67] ont trouvé des augmentations de la probabilité de vertige à 4 T, comparé à 1,5 T, pour des volontaires humains déplaçant leurs têtes dans un champ de 4 T. En outre, il a trouvé statistiquement une augmentation significative de nausée, de goût métallique et de production de magnéto-phosphènes. Raylman, Clavo, et Wahl [68] ont exposé des cellules tumorales humaines à un champ magnétique de 7 T pendant 64 h. Ils ont constaté que le champ statique a réduit le nombre de cellules tumorales viables de 19 % pour le mélanome, de 22 % pour le cancer de l'ovaire et de 41 % pour le lymphome. Ils n'ont également trouvé aucune preuve d'altération des cycles de croissance cellulaire ou de fragmentation brute d'ADN. Dans une autre étude, Kroecker, et al [69] n'ont trouvé aucune différence dans les niveaux de mélatonine pinéale ou sérique entre des rats exposés à des champs de 0,08 T et ceux exposés à des champs de 7 T.

Une enquête théorique est publiée par Keltner [79], démontrant que même à des valeurs très élevées de champ magnétique statique ($= 10$ T), les effets magnétohydrodynamiques dans les principaux vaisseaux sanguins restent insignifiants sur la pression vasculaire, voir Equation AA.2.

Des études épidémiologiques de l'exposition humaine aux forts champs magnétiques statiques ont été réalisées [59][60][61][62][63]. Des données sur des ouvriers de l'industrie russe qui ont été exposés pendant leur travail à la fois à des champs magnétiques statiques et à des champs magnétiques basse fréquence jusqu'à 0,3 T contiennent beaucoup d'observations subjectives (par exemple, les maux de tête, les douleurs thoraciques, les étourdissements) [62][63]. Ces études pèchent également par manque de vérification d'autres facteurs parasites, tels que l'existence de produits chimiques sur le lieu de travail.

Par contraste, des études sur des ouvriers américains qui travaillent avec des champs magnétiques élevés n'ont montré aucun effet dangereux pour des champs allant jusqu'à 0,5 T dans une étude [59] et jusqu'à 2,0 T dans une autre étude [60]. Ces dernières années des systèmes IRM 3.0T ont été régulièrement installés et utilisés pour les études sur le PATIENT. Dans la 2e édition de la présente norme, il a été décidé de définir le balayage en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL jusqu'à un niveau de 2,0 T. Cette définition vise principalement à répondre au manque de données et à permettre d'offrir une SURVEILLANCE MEDICALE à tous les PATIENTS analysés à des niveaux supérieurs à 2,0 T. Depuis cette décision, le nombre d'analyseurs 3,0 T a augmenté considérablement et une quantité beaucoup plus importante d'informations est disponible au sujet des expériences sur le PATIENT à ces forces de champ. En fait, aucune donnée sur le PATIENT n'apparaît dans les publications décrivant les effets néfastes pour la santé impliquant une SURVEILLANCE MEDICALE. Tandis qu'il est recommandé de poursuivre les recherches dans ces secteurs, il n'y a aucune preuve que les expositions aux champs magnétiques statiques inférieures à 3,0 T mettent le PATIENT en danger. C'est pourquoi la présente édition de la norme vise à élever le niveau préoccupant à 3,0 T.

Un sujet de préoccupation est de savoir si les champs magnétiques statiques sont dangereux ou non pour les enfants à naître des ouvrières enceintes exposées. Alors que faire la preuve de la sécurité dans le sens absolu du terme exige un nombre infini d'expériences, il n'y a, jusqu'ici, pas de preuve dans la documentation que l'exposition aux champs magnétiques statiques est dangereuse. Une enquête épidémiologique [61] de technologues de la RM aux États-Unis n'a trouvé aucune corrélation entre l'exposition aux forts champs magnétiques statiques et les taux d'avortements spontanés, l'infertilité, le poids insuffisant à la naissance ou les accouchements prématurés. Ueno a étudié le développement embryonnaire des grenouilles dans des champs de 6,34 T et a constaté que le clivage rapide, la multiplication cellulaire et la différenciation étaient inchangés [48]. Kay a également étudié le développement embryonnaire des grenouilles dans des champs statiques élevés et n'a trouvé aucun effet nuisible [64]. McRobbie a étudié les souris gravides dans des champs magnétiques de gradient et n'a trouvé aucun effet sur le nombre de petits ou le taux de croissance [65].

• Champs statiques: Normes professionnelles de sécurité

Le Tableau AA.1 donne une liste de normes professionnelles d'exposition aux champs statiques. Celles-ci comprennent des normes [74][75][76][77] du National Radiological Protection Board (NRPB) utilisées au Royaume-Uni, de l'American Congress of Government Industrial Hygienists (ACGIH), du Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL) et de l'Australian Radiation Laboratory (ARL). Noter que toutes les normes exigent une limite de "dose" de champ statique de 200 mT ou 60 mT. En supposant que ces limites s'appliquent à une exposition de 8 h par jour, alors pour un niveau d'exposition de 0,5 T, seulement une heure par jour pourrait être passée dans le champ en utilisant le niveau de 60 mT.

La base scientifique pour de telles limites de dose de champs magnétiques statiques est absente. Il y a une référence [78] qui préconise de conserver les tensions efficaces induites en dessous de 1 mV. Apparemment, la préoccupation selon laquelle la pression artérielle pourrait sensiblement s'élever dans de forts champs statiques a conduit à limiter la durée d'exposition à ces derniers. Comme cela sera mentionné dans la section suivante, cette préoccupation s'avère être injustifiée [79]. Cependant, les normes professionnelles d'exposition basées sur les doses reçues persistent. Les futures normes d'exposition aux champs statiques peuvent être mises à jour, avec à l'esprit les expositions à la RM.

Tableau AA.1 – Normes professionnelles de champ statique

Source	Moyenne temporelle pour le corps entier (8 h)	Valeur maximale pour le corps entier	Moyenne temporelle pour les extrémités (8 h)	Valeur maximale pour les extrémités
ICNIRP ^a	200 mT	2 T	–	5 T
NRPB ^b	200 mT	2 T	200 mT	5 T
ACGIH ^c	60 mT	2 T	600 mT	2 T
LLNL ^d	60 mT	2 T	600 mT	2 T
ARL ^e	60 mT	5 T	200 mT	10 T
ICNIRP ^f	Aucune limite	2 T ^g	Aucune limite	5 T
BGV_B11 ^h	212 mT ⁱ	2 T ⁱ	Aucune limite	5 T ^j

^a— International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection; 1993, [78]

^b— National Radiological Protection Board (UK)

^c— American Congress of Government Industrial Hygienists

^d— Lawrence Livermore National Laboratory

^e— Australian Radiation Laboratory

^f— International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection; 2009, [162]

^g— La valeur limite est augmentée à 8 T pour un environnement contrôlé.

^h— BGV_B11: Accident Prevention Regulation Electromagnetic Fields June 2004

ⁱ— La valeur limite pour la tête et le corps est augmentée à 4 T avec une durée maximale de 2 h par jour dans le domaine de la science et de la recherche, par exemple au cours d'un traitement médical.

^j— La valeur limite est augmentée à 10 T dans le domaine de la science et de la recherche, par exemple au cours d'un traitement médical.

• Champs statiques: mécanismes intéressant les professionnels

Comme exposé ci-dessus, en présence de champs magnétiques statiques, les matériaux ferromagnétiques peuvent subir des forces de translation vers des régions de plus forte intensité de champ magnétique [24]. Les objets ferromagnétiques peuvent également subir un couple tendant à aligner leurs moments magnétiques avec le champ magnétique statique [24]. En se déplaçant dans des champs magnétiques statiques, les objets électriquement conducteurs peuvent subir des forces et des couples du fait de la loi de Lenz [24].

Des potentiels de flux [22] peuvent être induits dans des fluides conducteurs (tels que le sang) se déplaçant dans des champs magnétiques statiques. Les potentiels de flux induits provoquent des artefacts sur les enregistrements des électrocardiogrammes (ECG) [23]. Un mouvement rapide de la tête peut induire des tensions dans les canaux semi-circulaires de l'oreille interne, suffisantes pour dépasser le seuil de perception de vertige [24]. Les prédictions théoriques d'élévation de la pression artérielle par flux induit ont apparemment influencé les normes professionnelles de sécurité. Cependant, l'amplitude de cet effet s'avère être extrêmement limitée [79].

Les champs électriques induits par des potentiels de flux peuvent produire des artefacts de l'onde T élevés sur des électrocardiogrammes. Ces champs électriques, E , peuvent être tirés de l'Équation (AA.4) (voir Figure AA.1):

$$V = \frac{F D}{q} = \mu B D \sin(\theta). \quad (\text{AA.4})$$

Ce champ électrique est orthogonal au plan contenant le vecteur de vitesse du flux et le champ magnétique statique. La vitesse d'écoulement la plus élevée coïncide dans le temps avec l'onde T sur un ECG. Par exemple, supposons que la vitesse maximale du sang est de 0,6 m/s [40], le flux et le champ statique font un angle de 30° et le diamètre de l'artère = 0,02 m, alors la tension induite est de 9 mV pour un champ magnétique statique de 1,5 T. Comparer ce résultat avec les amplitudes types de l'onde "R" d'ECG qui sont de l'ordre de 10 mV. Les "gonflements" des ondes T disparaissent avec le champ magnétique statique. Les "gonflements" des ondes T semblent n'avoir aucune signification biologique. Il n'est pas certain que l'induction chronique de telles tensions pose problème. Cependant, les preuves à ce jour suggèrent qu'il n'y a pas de problème de sécurité jusqu'à au moins 7 T.

Noter que dans la plupart des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE à fort champ, les PATIENTS sont alignés parallèlement au champ magnétique statique. Les vitesses d'écoulement maximales du sang se produisent dans l'aorte [80]. En supposant que l'aorte est presque alignée avec le champ magnétique statique, alors pour un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE type, il convient que le champ électrique induit soit faible. Considérer ensuite un ouvrier se tenant dans l'ouverture d'un aimant. Pour ce cas, θ est environ égal à 90° , et le champ électrique induit est plus important. Reilly [81] a estimé qu'un champ électrique de 6,2 V/m est nécessaire pour produire une stimulation cardiaque dans le centile de population la plus sensible pour des temps de rampe du gradient >3 ms. Pour des temps de rampe du gradient de 600 μ s (plus habituels pour les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE), la stimulation cardiaque dans le centile de population la plus sensible monte à environ 31 V/m. La stimulation cardiaque dans le centile de population la plus sensible exige des champs magnétiques statiques d'au moins 10 T (temps de rampe $>>3$ ms), mais plus généralement d'environ 52 T (pour des temps de rampe de 600 μ s). Il serait prudent de mener des études cardiaques expérimentales de sécurité avant de construire des aimants ouverts pour les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE avec des champs extrêmement élevés.

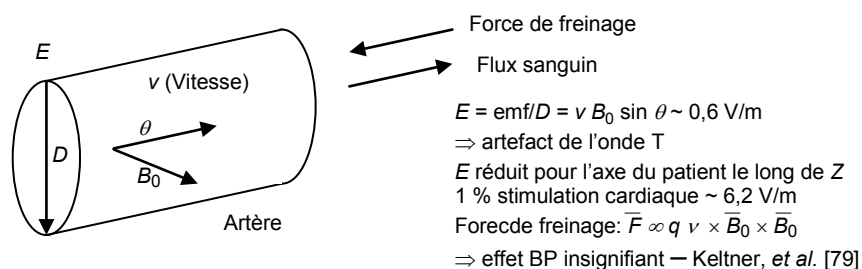


Figure AA.1 – Champs magnétiques statiques: potentiels de flux et retardement

Le sang s'écoulant dans un champ magnétique statique produit un potentiel de flux proportionnel à la vitesse, au champ magnétique statique et à l'angle entre eux. Une force qui s'oppose au flux sanguin est également créée, mais son amplitude est physiologiquement insignifiante jusqu'à au moins 5 T.

Le champ électrique induit créera un flux de particules chargées, le long du champ électrique. Ces particules chargées se déplaçant orthogonalement par rapport au champ magnétique subiront une force qui s'opposera à l'écoulement du sang [22] (voir Figure AA.1). Apparemment, on pourrait penser que cette force peut être un problème puisqu'elle pourrait conduire à une augmentation de la pression artérielle. Cependant, Keltner, et al [79] ont montré théoriquement et expérimentalement que cet effet est sans problème.

Conclusions

~~Il semble y avoir peu ou pas de preuve concernant les effets préjudiciables des expositions aux champs magnétiques statiques (expérimentalement jusqu'à 7 T dans cette publication). Les problèmes théoriques commencent à 10 T. Un bilan des effets des champs magnétiques statiques forts a été publié [82]. Ces données et d'autres ont amené la Food and Drug Administration des États-Unis à considérer que les champs statiques en dessous de 4 T représentent un risque non significatif [74].~~

Jusqu'à 8 T au moins, aucun effet sur la santé défavorable du champ magnétique statique n'a été mentionné, sous réserve qu'aucun matériau ferromagnétique susceptible de devenir un projectile ne soit admis. Il convient que les analyseurs à RM jusqu'à 8 T inclus soient sans danger tant pour le PERSONNEL RM que pour les PATIENTS.

Concernant 201.7.9.2.101 k) – Exposition occupationnelle aux EMF

Les limites d'exposition aux champs électromagnétiques pour la protection des membres du personnel sont introduites dans la Directive européenne ~~2004/40/CE~~ 2013/35/EU [130] qui a été acceptée par le Conseil et le parlement Européen en ~~avril 2004~~ Juin 2013. ~~Depuis, la directive a été ratifiée et sa mise en application a été retardée (Directive 2008/46/EC du 23 avril 2008) jusqu'en 2012 au plus tard.~~ Les limites introduites sont établies sur les directives de la Commission internationale sur la protection contre les rayonnements non-ionisants (ICNIRP, International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) ~~pour le personnel en général~~ [3]. Une dérogation portant sur les limites d'exposition pour le PERSONNEL RM est prévue à l'Article 10 de la Directive. Les conditions applicables aux mesures de sécurité au travail sont à établir; elles comprennent des procédures de travail documentées, ainsi que des informations et des mesures de formation spécifiques destinées au PERSONNEL RM exposé aux champs électromagnétiques au cours d'activités liées à l'IRM. La présente norme (IEC 60601-2-33) fournit les éléments de base pour la mise en œuvre de mesures de sécurité au travail.

La présente norme introduit des limites ~~supérieures~~ d'exposition électromagnétiques pour le PERSONNEL RM, ~~dépassent celles autorisées par les lignes directrices de l'ICNIRP [3] comme résultat des justifications suivantes~~ sur la base de la GESTION DES RISQUES spécifiquement appliquée à l'exposition du PERSONNEL RM aux champs électromagnétiques.

~~Les dispositifs sont supposés être conçus et fabriqués de sorte que, utilisés dans les conditions et pour les objectifs prévus, ils n'altèrent ni les conditions cliniques ni la sécurité des PATIENTS, ni la sécurité ni la santé des utilisateurs, ni, le cas échéant, celles d'autres personnes, dans la mesure où tous les risques pouvant être associés à leur utilisation constituent des risques acceptables en regard des intérêts présentés pour le PATIENT et sont compatibles avec un niveau élevé de protection de la santé et de la sécurité.~~

~~Il est dans la philosophie de l'ICNIRP de donner des limites d'exposition pour la protection du personnel en général. L'ICNIRP ne tient pas compte de la nécessité d'équilibrer les risques pour la santé et les avantages sociaux (les considérations sociales et économiques ne font pas partie de la mission de l'ICNIRP) et c'est la raison pour laquelle l'ICNIRP ne considère pas possible de revoir ses lignes directrices pour les catégories spéciales de membres du personnel en fonction d'arguments sociaux. Ainsi l'ICNIRP ne~~

~~reconnait pas la situation spécifique et unique des membres du PERSONNEL RM et plus spécifiquement les risques/avantages pour le PATIENT, ni l'équilibre entre les avantages et le risque pour le PERSONNEL RM.~~

- ~~— Les lignes directrices de l'ICNIRP pour une exposition sécurisée des PATIENTS ont été publiées récemment [132]. Les limites sont identiques à celles figurant dans l'IEC 60601-2-33, 2e édition (2002).~~
- ~~— L'approche de gestion des risques s'applique spécifiquement à l'exposition aux champs magnétiques statiques pour le PERSONNEL RM, voir l'addition aux justifications de 201.7.9.2.101 h).~~
- L'exposition du PERSONNEL RM aux champs magnétiques statiques est couverte par la justification de 201.7.9.2.101 h).
- Il convient que les valeurs dB/dt dues au mouvement dans le champ parasite magnétique statique soient inférieures à 3 T/s afin de minimiser les effets physiologiques (voir 201.12.4.104). Des informations sur la vitesse de mouvement relatives à ces valeurs dB/dt peuvent être fournies pour le mouvement en translation et en rotation. Le mouvement en translation maximum peut être calculé en divisant le GRADIENT DE CHAMP SPATIAL par dB/dt. Le mouvement en rotation maximum peut être calculé à partir du champ parasite magnétique statique.
- Les limites dans la plage de quelques Hz à environ 100 kHz pour le PERSONNEL RM sont établies sur les seuils de stimulation du nerf périphérique et du muscle et de stimulation du muscle cardiaque et sont assez faibles pour éviter tous les effets physiologiques de ce type. Il n'existe pas de rapport spécialisé publié relatif aux magnéto-phosphènes induits par gradient.
- Étant donné qu'une stimulation minimale du nerf périphérique peut être acceptée pour le PERSONNEL RM dans certaines conditions, des instructions supplémentaires peuvent être exigées pour le PERSONNEL RM afin d'éviter une exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE. C'est pourquoi une prévision du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE attendu est désormais également affichée (sur demande) sur le POSTE DE COMMANDE et peut servir à éviter une exposition soit en créant une distance suffisante avec l'analyseur soit en réduisant la valeur du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE. Étant donné que le champ parasite de la bobine de gradient chute rapidement hors de la bobine et selon des considérations géométriques, on peut supposer que l'exposition du PERSONNEL RM est au niveau du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et que la stimulation du nerf périphérique n'est pas attendue pour le PERSONNEL RM.

Pour les femmes enceintes faisant partie du PERSONNEL RM il est conseillé de prendre des précautions supplémentaires. Il est conseillé aux femmes enceintes faisant partie du PERSONNEL RM de ne pas rester dans la salle d'analyse au cours du balayage afin d'éviter toute exposition non nécessaire aux champs électromagnétiques à gradient et à radiofréquence et aux niveaux de bruit. La réglementation en vigueur peut s'appliquer.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que les limites indiquées pour le PERSONNEL RM peuvent ne pas s'appliquer s'il s'agit d'une femme enceinte. Certains pays peuvent exiger que la limite valable pour « l'ensemble des personnes » soit appliquée aux fœtus.

L'approche de gestion des risques s'applique également à l'exposition aux EMF à GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE générés par les SYSTEMES A RM pour atteindre un équilibre entre la probabilité du risque de rayonnement ionisant et la RM [133]. L'effet cumulatif de l'exposition au rayonnement ionisant a été étudié en profondeur.

Les membres du personnel exposés au rayonnement ionisant avec une énergie $\geq 12,4$ eV (ou 2×10^{-18} J) sont soumis aux limites recommandées par des groupes tels que le Conseil national sur la protection et la mesure des rayonnements (NCRP, National Council on Radiation Protection and Measurements) et la Commission internationale sur la protection contre les rayonnements (ICRP, International Commission on Radiation Protection). Pour illustrer la différence entre ce type de rayonnement et la plage de fréquences des EMF dans un SYSTEME A RM (1 kHz – 1 GHz), comme suit: Un analyseur à RM nécessite une force de

champ magnétique de $(7,04 \times 10^7)$ T (la fréquence de résonance pour les protons étant de $(3,0 \times 10^{15})$ Hz) pour atteindre son niveau de seuil (cinq ordres de grandeur au-dessus des forces de champ des analyseurs courants). À 4 T l'énergie dans tout photon à RM (en considérant le système susceptible de produire un rayonnement) correspondrait à un facteur de $(1,8 \times 10^7)$ en dessous du seuil de 12,4 eV. De fait, l'énergie de tout photon 4 T correspondrait à un facteur de $(3,4 \times 10^5)$ sous le seuil d'énergie nécessaire pour rompre une liaison hydrogène-hydrogène dans l'eau (à savoir la plus faible des liaisons) [135]. Ainsi, dans les systèmes à RM, des interactions biologiques similaires au dommage provoqué par un rayonnement ionisant émanant de photons ne sont pas possibles. Ce raisonnement suggère qu'il est possible de conclure qu'aucun effet cumulatif n'est présent au niveau moléculaire, induit par l'exposition aux EMF d'un IRM. À la connaissance du group de travail, il n'existe pas à ce jour d'études spécialisées publiées démontrant l'un de ces effets cumulatifs.

Aux États-Unis la limite d'exposition annuelle en milieu professionnel [137] au rayonnement ionisant (10 CFR 20, sous-partie C) est de 0,05 Sv (5 rem), tandis que celle valant pour le grand public est de 0,001 Sv (0,1 rem) au maximum. Le seuil pour les effets observables du rayonnement ionisant est d'environ 0,05 Sv. On estime qu'un PATIENT soumis à un balayage de la tête par tomodensitométrie reçoit jusqu'à 0,03 Sv. Le risque de cancer mortel provoqué par une exposition jusqu'à 0,01 Sv (1 rem) a été estimé à 0,0005. En parallèle, il n'existe pas de risque connu de mort causée par des expositions aux EMF générés par des APPAREILS A RM dans la mesure où les OPERATEURS sont en conformité avec l'IEC 60601-2-33 (2002).

Pour conclure, il apparaît que les risques pour les membres du PERSONNEL RM exposés aux EMF éventuels générés par les SYSTEMES A RM sont très faibles. Il apparaît que les membres du personnel exposés au rayonnement ionisant connaissent des niveaux de risques plus élevés, mais néanmoins acceptables.

La probabilité de stimulation cardiaque selon les limites indiquées dans la 2e édition de l'IEC 60601-2-33 est proche de zéro, comme indiqué dans les justifications du paragraphe 201.12.4.102 (4). Reilly [85] a déterminé que les seuils de fibrillation cardiaque suivent une distribution logarithmique normale avec le centile le plus sensible situé dans un facteur deux inférieur à la médiane. En outre, Reilly estime que, pour un animal donné, le seuil moyen de stimulation cardiaque correspond à environ 40 % du niveau de fibrillation cardiaque. Reilly estime que le taux de variation du champ magnétique, $(dB/dt)_{1\% \text{ cardiac}}$, susceptible de stimuler le cœur du centile le plus sensible de la population dépend de la durée totale de rampe du gradient, d , et d'une constante temporelle, τ , et peut être exprimé à l'aide de l'équation suivante:

$$\left(\frac{dB}{dt} \right)_{1\% \text{ cardiac}} = \frac{60}{1 - \exp\left(\frac{-d}{\tau}\right)}.$$

Reilly utilise une valeur de 3 ms pour τ . Bourland et al [90] ont trouvé que les seuils valables pour la stimulation cardiaque canine, ajusté selon le rapport entre l'homme et le chien, donnaient raison aux estimations de Reilly, extrapolées à la moyenne cardiaque. Dans les justifications de l'IEC, il est indiqué que selon les estimations de Reilly, la probabilité d'excitation cardiaque pour la limite moyenne de stimulation du nerf périphérique est de l'ordre de 10^{-9} . Schaefer [136] a obtenu des résultats semblables. Ainsi, la stimulation cardiaque est extrêmement improbable selon les limites données dans l'IEC 60601-2-33, 2e édition (2002).

- **Stimulation du nerf périphérique et magnéto-phosphènes pour le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE**

En particulier pour la plage de fréquences appropriée pour le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE, c'est-à-dire la plage allant de 1 kHz à 10 kHz, les limites de l'ICNIRP sont établies sur les extrapolations des effets relatifs aux potentiels évoqués dans la rétine, pouvant entraîner des stimulations visuelles (phosphènes visuels). Il n'existe pas de preuve

qu'une stimulation visuelle de ce type ait des effets néfastes ou entraîne de DOMMAGE à long terme. Ces effets sont observés à des fréquences légèrement inférieures aux fréquences appropriées pour la RM. Étant donné que le tissu de la rétine peut être comparé à celui du cerveau (le système nerveux central), ces effets sont utilisés par l'ICNIRP comme modèle pour les effets dans le système nerveux central et sont extrapolés à la plage de fréquences légèrement supérieure. En outre, ces lignes directrices de l'ICNIRP comprennent une marge de sécurité importante et ont pour résultat une limite d'exposition exprimée en tant que 10 mA/m^2 . Une revue récente de cet effet, organisée par le NRPB en 2004, a confirmé 10 mA/m^2 (y compris une marge de sécurité de 10). À des fréquences légèrement supérieures, les densités de courant électrique générées par le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dans le PATIENT sont beaucoup plus élevées et sont connues pour générer la stimulation du nerf périphérique aux fréquences et aux formes d'onde appropriées pour la RM. Les stimulations visuelles semblent ne pas avoir l'effet physiologique approprié aux fréquences légèrement supérieures et aux formes d'ondes de gradient spécifiques appliquées pour la RM (et ne sont jamais rapportées en relation au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE des APPAREILS À RM). Pour les PATIENTS les limites sont établies sur les effets de la stimulation du nerf périphérique. L'ICNIRP confirme cette observation dans une publication récente [132], en traitant en particulier les limites d'exposition pour les PATIENTS. Les limites de la SNP n'ont jamais été rapportées comme étant la cause des situations non sûres dans la pratique médicale.

Pour la plage de fréquences kHz, l'ICNIRP a formulé des valeurs d'action exprimées comme une force de champ électrique de 610 V/m . Cette valeur est beaucoup plus élevée que celles valant pour le champ électrique généré dans un corps humain par le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DE CHAMP MAGNETIQUE. Les limites d'exposition pour les densités de courant sont 10 mA/m^2 à 1 kHz et 10 A/m^2 à 1 MHz . Entre 100 kHz et 1 MHz une limite de TAS pour le corps de $0,4 \text{ W/kg}$ doit être satisfaite. La valeur d'action de 610 V/m est dérivée du courant électrique LF/RF, qui est conduit du champ électrique dans un espace presque vide. Dans le corps humain, le champ E est beaucoup plus faible en raison de la conductivité électrique $\sigma \approx 1 \text{ S/m}$. En prenant un condensateur de grande taille d'une longueur L et d'une section A avec une tranche beaucoup plus fine LB (corps humain) d'une permittivité électrique complexe ε_r ($\varepsilon_r = \varepsilon' + i\varepsilon'' = \varepsilon' + i\sigma/\varepsilon_0\omega$), la capacité d'ensemble est obtenue

$$\frac{1}{C} = \frac{L - LB}{\varepsilon_0 A} + \frac{LB}{\varepsilon_r \varepsilon_0 A}$$

Étant donné que $|\varepsilon_r| \gg 1$ (pour la plage de fréquences considérée) et $LB \ll L$ la capacité C n'est pas altérée par la présence physique du corps humain. D'où le courant I à travers le condensateur est donné par

$$I = \frac{\omega \varepsilon_0 A}{L} U$$

et la densité de courant J est donnée par

$$J = \omega \varepsilon_0 E$$

(I , J sont des amplitudes uniquement et U est le potentiel en volts et E est le champ électrique en V/m)

À 1 kHz et $E = 610 \text{ V/m}$ on obtient une densité de courant de $33 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ et à 1 MHz une densité de courant de 33 mA/m^2 , respectivement. Ces valeurs sont largement inférieures aux limites d'exposition!

Considérons les valeurs de TAS. Le TAS est donné par

$$TAS = \frac{1}{\sigma \rho} J^2, \text{ où } \rho \text{ est la densité du tissu.}$$

Pour $\sigma \approx 1\text{S/m}$ et $\rho = 10^3 \text{ kg/m}^3$, on obtient un TAS de 10^{-7} W/kg à 1 kHz et de $0,1 \text{ W/kg}$ à 1 MHz en supposant des limites d'exposition de $0,01 \text{ mA/m}^2$ à 1 kHz et de 10 A/m^2 à 1 MHz, respectivement.

Concernant 201.7.9.2.101 I) – APPAREIL auxiliaire

Il convient de veiller à la sélection des dispositifs de surveillance/détection en vue de s'assurer qu'ils sont spécifiquement conçus pour être utilisés avec l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE (par exemple les liaisons ECG haute résistance). Il est recommandé que les matériaux conducteurs électriquement, excepté ceux qui doivent entrer en contact électrique avec le PATIENT (par exemple, les électrodes ECG), soient électriquement isolés du PATIENT. Il est recommandé que tous les matériaux conducteurs soient thermiquement isolés du PATIENT. Les instructions du FABRICANT concernant la disposition des fils de surveillance (par exemple éviter des boucles fermées) et des autres câbles situés à proximité du PATIENT doivent être suivies. Toutes ces mesures ont pour but de minimiser la probabilité de courants induits dus au couplage avec la bobine d'émission RF, avec les risques concomitants de brûlures pour le PATIENT.

Concernant 201.7.9.2.101 s) – Actions d'urgence en situation D'ETOUFFEMENT (QUENCH)

En plus des informations données en cc) de 201.7.9.2.101 relatives aux modes opératoires médicaux d'urgence et en f) de 201.7.9.2.101 sur les liquides et gaz cryogéniques, cet article fournit des informations appropriées aux situations d'urgence se présentant lorsque de l'hélium s'échappe de l'aimant dans la salle d'examen ou tout autre salle adjacente au cours d'un ETOUFFEMENT. Cette situation peut se produire en cas de dysfonctionnement partiel ou total du système de ventilation de l'aimant supraconducteur pendant un ETOUFFEMENT de l'aimant. Dans ce cas, il peut se présenter des DANGERS pour le personnel impliqué. Les informations fournies ici peuvent s'avérer utiles pour l'ORGANISME RESPONSABLE en vue d'établir un plan d'urgence adapté aux exigences locales.

Tandis qu'un ETOUFFEMENT en tant que tel est un événement rare, le dysfonctionnement concomitant du système de ventilation de l'aimant est encore plus improbable. Bien que des milliers de SYSTEMES A RM soient utilisés, à cette date, seuls de rares accidents ou situations semblables entraînant des blessures individuelles liées à un ETOUFFEMENT ont été rapportés. Néanmoins, les FABRICANTS sont tenus d'indiquer le DANGER éventuel de l'évènement combiné et de fournir des informations pertinentes sur ce type d'urgence. Il est à noter que ces informations couvrent la situation hautement improbable, mais cependant éventuellement grave, d'un dysfonctionnement du système de ventilation au moment d'un ETOUFFEMENT de l'aimant supraconducteur.

• Qu'est-ce qu'un ETOUFFEMENT ?

Lors d'un ETOUFFEMENT, l'aimant perd sa supraconductivité. Le champ magnétique est réduit en quelques secondes – généralement en approximativement 20 s. L'aimant commence à chauffer. L'hélium liquide s'évapore à un taux de 500 l à 1 500 l en quelques minutes et se répand rapidement. La quantité exacte évaporée dépend à la fois du niveau de remplissage et de la force de champ de l'aimant. Un aimant à 3 T peut présenter un taux d'évaporation largement supérieur à celui d'un aimant à 1,5 T. Un litre d'hélium liquide représente à peu près 810 l d'hélium gazeux. Dans les conditions maximales cette quantité représente approximativement $1\,000 \text{ m}^3$ de gaz. Un ETOUFFEMENT manuel peut être enclenché par l'activation de l'UNITE DE COUPE D'URGENCE DU CHAMP. Une autre source d'ETOUFFEMENT correspond au moment où le niveau d'hélium diminue au point que l'aimant commence à chauffer. Dans de rares cas, un ETOUFFEMENT spontané est observé, qui ne peut pas s'expliquer par la présence de causes évidentes.

Un chuintement ou un sifflement provoqué par le flux d'hélium gazeux froid s'échappant rapidement peut accompagner un ETOUFFEMENT. Des flocons de brouillard blanc tombent sur le sol provenant principalement de la partie supérieure de l'aimant à proximité de la ligne d'ETOUFFEMENT en raison de la condensation à la fois de la vapeur d'eau et de l'air. Le flux d'hélium gazeux diminue en quelques minutes. L'air à proximité des composants non isolés de l'aimant et de la ligne d'ETOUFFEMENT se condense en air liquide et tombe sur le sol.

- **Risques associés à un dysfonctionnement du système de ventilation**

Le système de ventilation de l'aimant supraconducteur vise à repousser de manière sécurisée l'hélium gazeux vers l'extérieur. Ce système consiste principalement en un conduit conçu pour transporter l'hélium gazeux échappé vers une zone ouverte sûre. Il convient de prendre sérieusement en considération l'éventualité d'un ETOUFFEMENT lors de la conception de l'aimant comme lors de celle du système de ventilation de l'aimant supraconducteur. En conséquence, il convient qu'un ETOUFFEMENT ne présente aucun DOMMAGE pour le personnel. De même, il convient que ni l'aimant ni les installations à RM en tant que telles soient endommagés au cours d'un ETOUFFEMENT.

Le dysfonctionnement du système de ventilation constitue une situation d'urgence. L'hélium est plus léger que l'air, et n'est ni toxique ni inflammable. Cependant, étant donné qu'il déplace l'oxygène, il induit un risque de suffocation. De l'hélium cryogénique s'échappant dans l'atmosphère ambiante crée des nuages blancs dus à la condensation. Ces nuages altèrent considérablement la visibilité.

Certaines personnes pourraient perdre conscience en raison du manque d'oxygène entrant dans leur système respiratoire. Selon la concentration d'hélium dans l'air, quelques inspirations peuvent suffire à faire perdre conscience.

En outre, l'hélium échappé est extrêmement froid, et peut entraîner une hypothermie et des gelures. Après exposition de la peau à des niveaux de températures normaux, les gelures forment des blessures s'apparentant à des brûlures (brûlures cryogéniques). Le contact de la peau avec les parties froides ou l'air liquide peut également provoquer des gelures.

Divers dysfonctionnements du système de ventilation de l'aimant supraconducteur peuvent être envisagés. Par exemple:

- Petites fuites: de plus petites quantités d'hélium gazeux sont rejetées vers l'extérieur par les systèmes de chauffage et d'air conditionné et remplacées par de l'air frais. Ce cas de figure ne constitue pas une situation critique tant que les systèmes de chauffage et d'air conditionné fonctionnent selon les critères d'exigences.
- Ces fuites sont le résultat d'erreurs de construction qui doivent être corrigées.
- Dysfonctionnement partiel du système de ventilation de l'aimant supraconducteur: seule une partie de l'hélium gazeux est rejetée vers l'extérieur par le système de ventilation intégré. De plus grandes quantités d'hélium sont présentes dans la salle d'examen. Le système de chauffage et d'air conditionné ne parvient pas à déplacer l'hélium en raison de son volume. De gros nuages se forment, et réduisent considérablement la visibilité. En outre, la PRESSION dans la salle augmente. Selon l'ampleur de la fuite, les conditions peuvent devenir dangereuses pour le personnel impliqué.
- Dysfonctionnement généralisé: le système de ventilation de l'aimant supraconducteur subit un dysfonctionnement généralisé, par exemple, un blocage ou des ruptures dans la ligne. La totalité du gaz est rejeté dans la salle d'examen. Si les exigences et les recommandations mentionnées précédemment ne sont pas appliquées, le risque mortel est augmenté en cas de dysfonctionnement généralisé de l'évacuation du cryogène.
- Jusqu'à 1 000 m³ de gaz sont rejetés dans la salle, dont le volume est généralement inférieur à 100 m³.

Concernant 201.7.9.2.101 t) – Balayage des PATIENTS avec des implants actifs ou passifs

Se référer à la norme ~~ASTM F2503-05 [144]~~ IEC 62570:2014, qui contient les définitions de dispositifs à RM sûre, à RM conditionnelle et à RM non sûre et décrit les moyens d'interpréter et de gérer ce type de marquages à la fois pour le FABRICANT des implants et pour l'OPÉRATEUR prévoyant d'analyser un PATIENT portant un type particulier d'implant.

Le texte suivant est un texte modèle qui décrit la responsabilité du balayage des PATIENTS portant des implants étiquetés comme étant à RM conditionnelle:

“En général, des examens par RM sont contre-indiqués pour les PATIENTS portant des implants ou des métaux électroniques ou électriquement conducteurs, notamment ceux contenant un matériau ferromagnétique.

Toutefois, certains dispositifs médicaux implantables ont été habilités, agréés et/ou homologués par les autorités gouvernementales compétentes et/ou étiquetés par le fabricant comme étant à “RM conditionnelle” ou à “RM sûre”. Pour de tels dispositifs, les contre-indications générales indiquées ci-dessus peuvent ne pas être applicables dans leur intégralité.

Le fabricant de l'implant est tenu de déclarer ce dernier comme étant à “RM conditionnelle” ou à “RM sûre”, selon le cas, et de définir les conditions (contraintes) propres à un balayage par RM sans danger. L'OPÉRATEUR RM doit être informé de ce type de conditions propres à un balayage PAR RM. L'OPÉRATEUR RM a pour obligation de s'assurer que ces conditions sont strictement observées.

Pour obtenir ces conditions spécifiques, il est conseillé à l'OPÉRATEUR de se référer à l'étiquetage de l'implant ou de contacter le fabricant. Le fabricant RM n'est pas responsable du fonctionnement de l'appareil à RM lors du balayage des PATIENTS au moyen de tout dispositif médical implantable. Le fabricant de l'appareil à RM n'est notamment pas responsable du contrôle des paramètres techniques du SYSTÈME à RM autres que ceux définis par le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL ou le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU, de l'OPTION FPO (lorsque disponible) et des données fournies dans la fiche de spécifications techniques de compatibilité, telles que le GRADIENT DE CHAMP SPATIAL.”

Concernant 201.7.9.2.101 u) – Balayage de PATIENTES enceintes.

L'aptitude à dissiper la chaleur des patientes enceintes peut se trouver compromise. Dans ce contexte, il est bon de noter que la perte de chaleur de l'embryon et du fœtus à travers la barrière placentaire peut être moins efficace que la perte de chaleur d'autres tissus mieux vascularisés. Il est connu qu'une température du corps élevée est tératogène pour un nombre d'espèces de mammifères dont les primates font partie et a été impliquée dans des défauts du système nerveux central et de la face observés chez des enfants dont la mère a développé des hyperthermies sévères prolongées ($>39^{\circ}\text{C}$), en particulier au cours du premier trimestre de la grossesse [109][110]. Dans ces cas, il est souhaitable de limiter les élévations de la température du corps à moins de $0,5^{\circ}\text{C}$ [106]. De plus, une étude numérique détaillée [141] du TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE et des calculs de l'augmentation de la température sur des femmes enceintes exposées à l'imagerie par RESONANCE MAGNETIQUE ont montré qu'en mode contrôlé de premier niveau la température du fœtus s'approche de 38°C ou est légèrement supérieure pour des fréquences de 64 MHz et 128 MHz. En s'appuyant sur les résultats de cette étude, il convient que le chauffage localisé du fœtus soit réduit à l'aide de séquences en mode normal qui réduisent le TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE du corps entier chez la mère.

Concernant 201.7.9.3.101 b) – Fiche de spécifications techniques de compatibilité

La fiche de spécifications techniques sommaire est souvent mentionnée comme fiche technique de produit. Les informations spécifiques de cette fiche peuvent aider l'ORGANISME RESPONSABLE à estimer la compatibilité des appareils périphériques avec l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE spécifique. La compatibilité d'un appareil périphérique repose sur les

deux FABRICANTS, et c'est seulement lorsque les deux FABRICANTS éditent un rapport de compatibilité que l'ORGANISME RESPONSABLE n'a plus aucun souci. Dans toutes les autres situations, l'ORGANISME RESPONSABLE doit s'assurer que les deux types d'appareils ne perturbent pas le fonctionnement correct des autres systèmes.

Il est très important de se rendre compte que la configuration système de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE peut avoir des conséquences sur le bon fonctionnement de l'appareil périphérique et vice versa. Par exemple, l'installation des systèmes de gradient plus puissants sur l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE peut affecter les fonctionnalités de l'appareil périphérique comme un dispositif de surveillance physiologique et de détection appliqué près du tunnel de l'aimant. Par conséquent, dans le cas d'une mise à niveau de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, il convient que l'ORGANISME RESPONSABLE informe le FABRICANT de l'appareil périphérique afin d'assurer la sécurité et la performance de l'appareil [83].

Concernant 201.7.9.3.101 c) – Dispositions de sécurité en cas D'ETOUFFEMENT

- **Configuration de la salle d'examen**

Un certain nombre des caractéristiques de la salle d'examen sont suggérées dans la présente norme. En ce qui concerne les caractéristiques de la salle d'examen on distingue clairement le système de ventilation d'hélium pour l'aimant supraconducteur, nécessaire en cas d'ETOUFFEMENT, et le système de ventilation du PATIENT, nécessaire pour rafraîchir quotidiennement l'air dans lequel se trouvent les PATIENTS. Les caractéristiques de la salle d'examen visent à garantir la période de temps la plus longue possible pour sortir un PATIENT du système en cas d'ETOUFFEMENT associé à un dysfonctionnement du système de ventilation de l'aimant supraconducteur. Ces caractéristiques permettent d'augmenter le temps disponible pour sortir le PATIENT en un temps moyen de quelques minutes. En général, il convient que le fonctionnement du système de ventilation du PATIENT soit contrôlé soigneusement. Certains systèmes de ventilation du PATIENT apportent de l'air conditionné frais depuis le plafond de la salle d'examen vers le PATIENT. En cas d'ETOUFFEMENT associé à un dysfonctionnement du système de ventilation de l'aimant supraconducteur, la situation est très défavorable pour le PATIENT, et il convient d'interrompre le fonctionnement du système de ventilation du PATIENT, de préférence de manière automatique par la détection de l'ETOUFFEMENT au moyen d'un capteur. Un signal d'avertissement automatique pour l'OPERATEUR peut également être envisagé dans toutes les situations. L'installation d'un système de contrôle de l'oxygène, relié à des alarmes sonores et visuelles, dans le plafond de la salle d'examen, est recommandée afin d'envoyer un signal d'avertissement rapide en cas d'échappement d'hélium gazeux. Lorsque la salle d'examen est rénovée, l'intégrité de la protection RF doit être à nouveau soumise à essai.

- **La porte de la salle d'examen s'ouvre vers l'intérieur – mesures de sécurité en fonction de la construction**

La situation la plus défavorable pour la salle d'examen correspond à la configuration dans laquelle la porte s'ouvre vers l'intérieur. Dans cette situation, un léger excès de pression dû à la fuite d'hélium gazeux peut rendre l'ouverture de la porte extrêmement difficile. Selon le système de ventilation de la salle, un excès de pression peut durer un temps considérable. L'installation d'une provision d'air dans la salle d'examen pour permettre aux personnes présentes de respirer lors d'une situation d'ETOUFFEMENT constitue un moyen d'augmenter le temps disponible pour équilibrer la pression dans la salle.

Pour gérer ce type de situation, les solutions suivantes sont possibles:

- La porte est remontée de manière à s'ouvrir vers l'extérieur, c'est-à-dire sur la salle de commande.
- La porte est remplacée par une porte coulissante à fermeture RF. Il convient de s'assurer que la porte se ferme d'une manière permettant de la sortir de son cadre en cas d'excès de pression, ce qui rend son ouverture plus facile.

- La fenêtre d'observation fixe est remplacée par une fenêtre s'ouvrant sur la salle de commande ou par une fenêtre coulissante à fermeture RF.
- Des panneaux sont installés sur le mur, la porte ou le plafond de la salle d'examen, qui peuvent être déverrouillés et ouverts sur l'extérieur en cas d'urgence ou permettre un équilibrage de la pression continue par un interstice. Ces panneaux exigent une installation à fermeture RF. Après l'ouverture du panneau, il convient que l'espace de sortie mesure au moins $(60 \times 60) \text{ cm}^2$. En cas d'usage de panneaux rectangulaires, il convient que le côté le plus court mesure au moins 60 cm de longueur. Il faut également s'assurer qu'une personne seule est en mesure d'enlever le panneau. En outre, il faut observer une distance minimale d'1 mètre jusqu'au mur suivant. Il convient que le panneau soit installé le plus haut possible dans la salle pour laisser s'échapper l'hélium de basse densité.
- Le FABRICANT de la salle d'examen fournit des ouvertures (grilles métalliques) à fermeture RF supplémentaires pour la salle, qui donnent directement sur l'extérieur. Cependant, ces ouvertures jouent également le rôle de conduit pour le bruit acoustique généré à l'extérieur de la salle d'examen. Il convient que ces ouvertures soient situées le plus haut possible pour laisser s'échapper l'hélium de basse densité. Afin de garder le passage à travers un tuyau non obstrué, le diamètre de la longueur doit être approprié.
- Un détecteur d'oxygène et une alarme peuvent être câblés à un système d'urgence d'extraction d'air. Cela permet de mettre en marche automatiquement la puissance d'extraction d'air au maximum lors du passage en mode alarme lorsque le niveau d'oxygène est trop faible.

Pour les portes actionnées par transmissions auxiliaires (électriques ou pneumatiques), l'utilisation manuelle doit également être assurée.

Il est possible de briser la fenêtre d'observation, si elle fait partie de l'installation, bien que ce soit difficile à réaliser. La fenêtre comprend généralement un câblage pour la protection RF qui doit également être forcé. Or, les éclats de verre peuvent blesser le personnel de secours. L'OPERATEUR doit utiliser des outils adaptés au type et à l'épaisseur de la fenêtre pour la briser.

• Maintenance

Il convient que le programme de maintenance préventive comprenne les actions suivantes.

Vérification du système d'échappement et de la ventilation de la salle.

L'installation du système de ventilation de la salle et du système de ventilation de cryogène pour l'aimant supraconducteur doit correspondre aux exigences et il convient qu'elle soit vérifiée par un personnel formé. Ces deux systèmes doivent être soumis à des contrôles visuels réguliers afin de détecter tout changement inapproprié, en particulier:

- changements dans la conception à l'intérieur et à l'extérieur de la salle d'examen protégée;
- changements inappropriés;
- endommagement de l'isolation thermique de la ligne d'échappement;
- endommagement de la ligne d'échappement;
- sortie obstruée, par exemple par des nids d'oiseaux (la grille protectrice est-elle toujours intacte ?);
- endommagements des revêtements imperméables (ces protections sont souvent exigées pour la sortie verticale des lignes d'ETOUFFEMENT. Selon la conception, elles sont aussi souvent en place pour les sorties horizontales).
- L'échappement vers l'extérieur a-t-il été changé après la remise du système au client qui soumet alors d'autres personnes au gaz d'échappement ? Il peut s'agir, par exemple, de fenêtres posées à une date ultérieure, de sorties et d'entrées mises en place pour les systèmes de chauffage et d'air conditionné, de nouveaux bâtiments ou de conteneurs

installés temporairement et de tout autre débris étranger ou élément de construction susceptible de nuire aux performances du système de ventilation.

- Les systèmes de chauffage et d'air conditionné ou de ventilation de la salle ont-ils changé, par exemple au moyen d'entrées ou de sorties de ventilation supplémentaires dans les salles adjacentes ?
- Des SYSTEMES A RM supplémentaires ont-ils été installés ?
- La même ligne d'ETOUFFEMENT a-t-elle été utilisée pour les SYSTEMES A RM supplémentaire ?

Étant donné que chaque système est soumis soit aux changements soit à l'évolution du bâtiment au cours de son fonctionnement, l'OPERATEUR doit bien maîtriser l'importance de la ligne d'ETOUFFEMENT et du système de ventilation. C'est pourquoi nous recommandons d'effectuer des contrôles visuels réguliers (par exemple par rapport aux changements de construction à proximité de la ligne d'ETOUFFEMENT, aux changements graves liés aux phénomènes climatiques tels que la glace, la neige ou le sable). En cas de doute sur la fonctionnalité du système, il convient de contacter le sous-traitant pour l'installation du système de ventilation.

• Plan d'urgence

Les recommandations suivantes visent à aider l'OPERATEUR à établir un plan d'urgence, dont il convient qu'il inclue:

- affichage de la suite à RM par rapport aux fenêtres, chemins d'échappement pour le personnel ou pour le rejet du gaz d'échappement vers l'extérieur, commutateurs manuels d'urgence sur le support du PATIENT pour un retrait rapide du PATIENT;
- disponibilité du personnel d'urgence (ambulanciers, équipes d'urgence en cas d'incendie sur le site et sécurité sur le site comme en dehors);
- instructions et informations pour les pompiers et les agents de police (à fournir avant une urgence réelle telle que décrite dans le manuel de fonctionnement), y compris la nécessité d'une vérification supplémentaire de la présence du champ magnétique;
- exercices de secourisme pour le personnel concerné;
- il convient que le personnel soit formé pour pouvoir organiser l'évacuation de la suite à RM et des salles adjacentes;
- Il convient que le personnel ne retourne dans la suite à RM uniquement après le retour à une situation normale, c'est-à-dire, que les bruits ont cessé et que la vision n'est plus obstruée. Pour des raisons de sécurité, il convient que toutes les salles soient aérées en grand et que les fenêtres et les portes donnant sur l'extérieur soient ouvertes. En général le système d'air conditionné fournit un renouvellement de l'air efficace.

Si des personnes sont présentes dans la salle de l'aimant, envisager les scénarii suivants:

- **Scénario standard:** la ligne d'ETOUFFEMENT fonctionne comme prévu. Le PATIENT peut être évacué facilement. Le contact avec des parties cryogéniques est interdit.
- **Petites fuites:** de petites fuites entraînent la formation de nuages de brouillard qui restent visibles au-dessus du niveau de la tête et qui sont visiblement repoussés par le système de chauffage et d'air conditionné. Des nuages s'apparentant à du brouillard blanc peuvent couler sur le sol. Ces nuages sont composés d'air froid et n'entraînent pas d'épuisement en oxygène. Dans ce cas, il ne se produit pas d'excès de pression. Il n'existe pas de risque de suffocation ni pour le PATIENT ni pour le personnel. Le PATIENT peut être évacué soit immédiatement soit après quelques minutes selon sa réaction en situation. Le contact avec des parties cryogéniques est interdit.
- **Dysfonctionnement partiel ou généralisé de la ligne d'ETOUFFEMENT:** de gros nuages s'apparentant à du brouillard peuvent altérer la visibilité. La PRESSION augmente dans la salle d'examen. Toutes les personnes présentes dans la salle ou y entrant pour porter secours sont en danger. Lors d'un dysfonctionnement généralisé du système de ventilation de l'aimant supraconducteur dans la salle d'examen, l'atmosphère se retrouve rapidement remplie d'hélium gazeux cryogénique.

Selon la règle, il convient que les membres du personnel de secours ne travaillent pas individuellement mais en groupes de deux ou trois.

En général, le débit de gaz le plus important se produit pendant les premières minutes et il faiblit par la suite. Cependant, l'évolution du débit de gaz n'est pas totalement prévisible, dans la mesure où au moment où il se produit, le type d'erreur ayant eu lieu dans la ligne d'ETOUFFEMENT n'est généralement pas entièrement connu.

Avant d'ouvrir la porte de la salle d'examen, il convient d'ouvrir toutes les portes et toutes les fenêtres possibles pour assurer une ventilation suffisante. Il est recommandé que toutes les personnes se trouvant à proximité du système et dont la présence n'est pas nécessaire pour les activités de secours quittent la salle d'examen avant la prise en charge du PATIENT. Lors de l'ouverture de la porte, il convient que l'excès éventuel de pression soit pondéré comme suit:

- Si la porte s'ouvre vers l'extérieur dans la direction de la salle de commande, il est possible que la porte s'ouvre toute seule en raison de l'excès de pression. Il convient que l'OPERATEUR soit conscient de cette éventualité afin d'éviter toute blessure due à l'ouverture inattendue de la porte.
- Si la porte s'ouvre vers l'intérieur en direction de la salle d'examen, il peut s'avérer impossible de l'ouvrir en raison de l'excès de pression dans la salle. Dans ce cas, il convient d'ouvrir les fenêtres et les trappes de secours. L'excès de pression peut provoquer un battement inattendu des fenêtres ou des trappes. S'il n'existe pas d'ouverture d'urgence, il est possible de briser la fenêtre d'observation. Or, les éclats de verre peuvent blesser le personnel de secours. L'ORGANISME RESPONSABLE doit utiliser des instruments adaptés au type et à l'épaisseur de la fenêtre pour la briser.

Une fois que la porte de la salle d'examen est ouverte, de l'hélium gazeux peut s'échapper vers les salles adjacentes, et mettre en péril la sécurité du personnel de secours. Il est possible de vérifier les niveaux d'oxygène dans l'air à l'aide d'un système de contrôle de l'oxygène. Un masque à gaz ne protège pas contre le déplacement d'oxygène opéré par l'hélium gazeux. Un réservoir d'air est nécessaire pour demeurer dans une structure dans laquelle s'échappe de l'hélium. Outre le risque de suffocation, il existe également un risque d'hypothermie ou de gelure.

Étant donné que l'hélium gazeux se réchauffe rapidement et se répand depuis le plafond vers le sol, un membre du personnel de secours en station debout est exposé à un danger plus grand qu'un PATIENT étendu sur un SUPPORT. Il peut y avoir plus d'air au niveau du sol. Le personnel de secours peut gagner du temps en se déplaçant à quatre pattes et en prenant quelques bouffées d'air.

Après que le PATIENT a été déplacé hors de la salle d'examen, il convient que personne ne se trouve à proximité du SYSTEME A RM jusqu'à la fin de l'ETOUFFEMENT et la remise en marche de la ventilation.

Après un ETOUFFEMENT, il faut appliquer le mode opératoire de service tel que décrit dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT. Il convient que le personnel de maintenance reçoive immédiatement la recommandation de remettre le SYSTEME A RM en marche.

Concernant 201.8.7.3 – Valeurs admissibles

L'application des exigences d'essais de courant de fuite par rapport à la norme générale doit être clarifiée pour les bobines de surface. Les valeurs admissibles pour le courant de fuite, telles que formulées dans le paragraphe 8.7.3 e) de la norme générale ne peuvent pas être mesurées pour toutes les situations. Sur le SYSTEME RM, LES LIMITES DE PATIENT pour le courant de fuite et les courants auxiliaires de PATIENT dans des conditions NORMALE et A DEFAULT UNIQUE ne s'appliquent pas pour les fréquences supérieures à 1 MHz. Indépendamment de la forme d'onde et de la fréquence, les RISQUES liés aux courants de

fuite sont contrôlés par les exigences formulées pour TAS LOCALISE formulé dans le paragraphe 201.12.4.103.2 de la présente norme.

Concernant 201.9.6.2.1 – Énergie acoustique

Les vitesses élevées de variation du courant passant dans les bobines de gradient dans un champ magnétique statique produisent des vibrations dans la gamme des fréquences audibles. Elles se manifestent souvent sous la forme de forts "cognements".

Des pertes d'audition soudaines peuvent être provoquées par de courts bruits très forts, tels que ces "cognements", pour lesquels le paramètre de sécurité approprié est le niveau de pression acoustique de crête mesuré en dB à 20 μ Pa de référence.

La limite du niveau de la pression acoustique de crête de 140 dB provient de valeurs courantes acceptées au niveau international. Il est difficile de prévoir dans quelles circonstances l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE générera le cas le plus défavorable concernant cette production de bruit acoustique. Il peut très bien arriver qu'en raison des caractéristiques de réponse en fréquence de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, la situation de bruit acoustique la plus défavorable soit rencontrée pour un protocole clinique (qui par coïncidence stimule l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE à une fréquence de résonance mécanique et produit par conséquent plus de bruit acoustique).

Voir également l'exposé 201.7.9.2.101 d).

Concernant 201.12.4 – Protection contre les caractéristiques de sortie dangereuses

Le champ (de gradient) variable dans le temps, le champ à haute fréquence et le champ magnétique statique générés par les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE peuvent influencer les fonctions physiologiques à un point tel que des mesures de sécurité sont nécessaires. Les recommandations données sont basées sur le savoir scientifique actuel et sur les connaissances techniques. Il a été tenu compte des directives existantes pour l'établissement de ces recommandations. Il est possible que des corrections soient nécessaires si de nouvelles données scientifiques apparaissent.

Les EXAMENS de diagnostic PAR RESONANCE MAGNETIQUE peuvent généralement être effectués en une heure environ. Par conséquent, ces considérations portent sur les effets de l'exposition des PATIENTS pour des périodes d'une heure environ, en mettant l'accent sur les réactions défavorables immédiates (graves).

Concernant 201.12.4.102 – Protection contre les variations excessives de champ à basse fréquence produites par le système de gradient

(1) Vue d'ensemble

Les champs magnétiques à variation temporelle induisent un champ électrique E en accord avec la loi de Faraday. La commutation des gradients des bobines dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE présente un champ magnétique à variation temporelle (dB/dt ou $\dot{B}$), de sorte que le corps du PATIENT est exposé au champ électrique induit. Ce champ peut affecter le tissu excitable avec des seuils qui dépendent de la fréquence. A des fréquences supérieures à 10 kHz, des champs plus élevés sont requis pour produire un effet [84]. Le champ électrique, à son tour, induit un courant électrique et ceci provoquera un dégagement de chaleur, selon la loi d'Ohm. Dans la pratique, les effets thermiques par GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE ne constituent pas un problème.

Dans le cas simple d'un champ magnétique uniforme variable dans le temps et d'un corps cylindrique de conductivité uniforme avec son axe parallèle au champ magnétique B , le champ électrique E est dirigé le long de trajectoires circulaires perpendiculaires à B . Son amplitude est ainsi proportionnelle au rayon de sa trajectoire. Par conséquent, les niveaux

considérés dépendent de la taille du système de gradient et de l'étendue du milieu conducteur. La stimulation des tissus se produit plus facilement quand le champ de gradient à variation temporelle est produit par de puissants systèmes de gradient.

(2) Questions de sécurité

Le souci principal en ce qui concerne le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est la fibrillation cardiaque et la stimulation des nerfs périphériques. La fibrillation cardiaque est l'événement le plus sérieux parce qu'il s'agit d'une condition menaçant la vie de manière immédiate. La stimulation des nerfs est concernée parce que de forts stimuli peuvent être ressentis comme une douleur insupportable. Ces phénomènes préoccupants se produisent à des niveaux au-dessus des seuils de stimulation cardiaque (SC) et de stimulation des nerfs périphériques (SNP).

Une préoccupation secondaire est le réchauffement du PATIENT. Bien que l'échauffement par les COURANTS électriques induits soit actuellement bas, il s'ajoute à celui provoqué par l'exposition RF dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et la préoccupation est liée à l'effet combiné des deux sources de chaleur.

(3) Modèles d'excitation

Le modèle de nerf théorique NNSE (*nœud non linéaire spatial étendu*), de Reilly [85] prévoit que des conditions de seuil pour la stimulation nerveuse peuvent être bien décrites par l'intensité du champ électrique locale E au point de terminaison du nerf, parallèlement à sa direction et par la durée de stimulation t_s . A de longues durées de stimulation, le champ de seuil atteint asymptotiquement son niveau le plus bas $E_{\min}$ et à de courtes durées de stimulation, le seuil est proportionnel au produit de $E_{\min}$ et $1/t_s$.

Reilly a suggéré que la fonction de seuil de t_s puisse être approchée par une forme exponentielle, comme suit:

$$E_{TH} = E_{\min} / (1 - \exp(-t_s/t_c)) \quad (\text{AA.5})$$

A partir du modèle, la valeur minimale, chez l'homme, du seuil $E_{\min}$ pour la stimulation cardiaque et la SNP pour des stimuli électriques rectangulaires monopolaires est estimée à 6,2 V/m. Les valeurs expérimentales pour la constante de temps t_c s'étendent entre environ 0,12 ms et 0,8 ms pour la SNP. Pour la stimulation cardiaque, cette plage est comprise entre 1 ms et 8 ms, et Reilly suggère que 3 ms est une valeur représentative.

On a proposé une alternative à la relation exponentielle de l'Equation (AA.5) qui permet une description plus précise des données expérimentales [86][87]. Cette fonction alternative montre que le seuil a une dépendance hyperbolique à l'égard de la durée de stimulation, comme suit:

$$E_{TH} = \text{rheobase} (1 + \text{chronaxie} / t_s) \quad (\text{AA.6})$$

Dans cette équation, la rhéobase est la limite de basse fréquence du seuil de stimulus et la chronaxie est le temps de réaction caractéristique des nerfs étudiés. Comme dans l'Equation (AA.5), t_s est la durée de stimulation. L'équation est valable pour des stimuli rectangulaires unipolaires. Comme exposé ci-dessous, des expériences récentes établissent que la SNP par des champs de gradient est caractérisée précisément par l'Equation (AA.6) en utilisant une chronaxie de 360 μs [89][90][91].

Schaefer [88] a précisé que par rapport à la relation exponentielle de l'Equation (AA.5), l'expression hyperbolique de l'Equation (AA.6) est également mieux adaptée à un ajustement aux valeurs théoriques du seuil à partir du modèle NNSE de Reilly. Par conséquent, l'Equation (AA.6) est utilisée ici pour décrire les limites de stimulation du nerf périphérique.

(4) Limites physiologiques pour la stimulation cardiaque et du nerf périphérique et la chaleur

Reilly [85] a comparé une variété d'études de stimulation électrique chez les animaux. Il a observé que les seuils de fibrillation cardiaque présentent une distribution logarithmique normale avec le centile le plus sensible situé dans un facteur deux inférieur à la médiane. De plus, il estime que, pour un animal donné, le seuil de stimulation (début des contractions ectopiques) représentera 40 % du niveau de fibrillation cardiaque. En extrapolant aux humains, il suppose que le seuil de stimulation chez l'homme à partir de son modèle NNSE représente 20 % du niveau moyen de fibrillation chez l'homme. Reilly a estimé qu'un rapport dB/dt de (71,3; 72,1; 50,8) T/s pour les commutations des gradients (x, y, z) est nécessaire pour obtenir un champ électrique dans le cœur de 6,2 V / m, son estimation pour le champ de rhéobase pour la stimulation pour le 1^{er} centile le plus sensible.

Bourland et al [90] ont mentionné un seuil de stimulation cardiaque médian chez le chien supérieur à 2 700 T/s pour les commutations du gradient HF pour une durée de rampe de 530 μ s. Avec une constante de temps du nerf cardiaque de 3 ms, cela correspond à une valeur asymptotique du niveau de stimulation de 440 T/s. A partir des calculs prenant en considération la physiologie du chien et de l'homme, une unité de dB/dt le long de la longueur du sujet induit un champ électrique dans le cœur de l'homme 2,81 fois plus grand que dans le cœur du chien, de telle sorte que pour les humains, un niveau de stimulation asymptotique de 156 T/s est déduit et le niveau du 1^{er} centile attendu à 78 T/s présentant une conformité raisonnable avec les estimations de Reilly.

La limite utilisée dans la présente norme afin d'éviter la stimulation cardiaque comporte un facteur de sécurité 3 en dessous du seuil du 1^{er} centile. Elle est basée sur le modèle NNSE et le niveau de seuil d'excitation cardiaque déterminé de façon expérimentale. Avec les hypothèses données, cette limite correspondrait à une probabilité de stimulation cardiaque inférieure à 2×10^{-9} . De plus, il s'avère que la limite de stimulation du nerf périphérique donnée dans la présente norme est inférieure à la limite de stimulation cardiaque pour toutes les durées de stimulation d'intérêt pratique.

Dans l'étude de Purdue de Bourland et al [90] réalisée sur 84 sujets, le rapport dB/dt nécessaire pour le centile le plus bas de stimulation inconfortable est approximativement égal au seuil médian pour la SNP pour les commutations du gradient dans les directions de gradient antéropostérieure (AP) et tête - pieds (HF). Le centile le plus bas pour la stimulation intolérable s'est produit à dB/dt à environ 20 % au-dessus du seuil médian de SNP. La stimulation douloureuse est non seulement une source de malaise sérieux, mais elle est également associée à la contraction involontaire des muscles, de sorte que la coopération du PATIENT et l'efficacité de l'examen sont sérieusement compromises à ce niveau. La stimulation intolérable est clairement le point final à cet égard. En outre, la réaction du PATIENT dans une telle situation constitue encore un autre risque pour la sécurité. Ainsi, dans la présente norme, le niveau moyen de stimulation est choisi comme la limite pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLE DE PREMIER NIVEAU et 80 % de celui-ci est choisi comme la limite pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL.

Le niveau d'exposition autorisé pour le PERSONNEL RM pour le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est fixé à un niveau pour le PATIENT tel que l'occurrence d'une SNP intolérable est réduite. Il est difficile de lier ce niveau au niveau de seuil moyen pour la SNP pour les PATIENTS car les membres du PERSONNEL RM sont susceptibles de se trouver dans des zones dans l'analyseur, qui ne peuvent pas être atteintes par le PATIENT.

Il convient de prendre des précautions préalablement à tout IRM d'intervention afin d'éviter une SNP indésirable du PERSONNEL RM dans l'exercice de ses fonctions, pouvant induire un risque pour la sécurité du PATIENT.

(5) La relation entre le champ E et dB/dt dans l'appareil à RESONANCE MAGNETIQUE

La traduction des limites de champ E en limites de dB/dt exige la connaissance de la relation entre ces paramètres dans la géométrie type du PATIENT et du système de gradient.

Le champ électrique E induit par le système de gradient dans le corps est lié à la distribution spatiale de dB/dt et à la géométrie du corps. Pour toute trajectoire fermée I qui entoure une surface S , l'équation physique de base est:

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{I} = - \int \frac{d\vec{B}}{dt} \times d\vec{S} \quad (\text{AA.7})$$

Elle peut être résolue quand les conditions aux limites sont spécifiées. A titre d'illustration simplifiée, le PATIENT peut être représenté par un ellipsoïde rotatif allongé de conduction homogène avec la longueur du demi-grand axe principal a , la longueur du demi - petit axe b et l'espace en dehors du PATIENT par un milieu isolant. Quand un champ magnétique à variation temporelle et homogène dans l'espace est appliqué perpendiculairement à l'axe principal de cet ellipsoïde, la valeur maximale de E est dans le plan médian de l'ellipsoïde, le long de son périmètre. Il s'ensuit que ce périmètre est le lieu géométrique auquel on s'attend à ce que la SNP se produise d'abord. Reilly [85] précise qu'à cet emplacement:

$$|E| = \frac{a^2 b}{(a^2 + b^2)} dB/dt \quad (\text{AA.8})$$

Quand l'ellipsoïde a des longueurs de demi - axes $a = 0,4$ m et $b = 0,2$ m, représentant la section du PATIENT avec un champ dans la direction AP, la relation résultante est:

$$|E| = 0,16 \text{ dB/dt} \quad (\text{AA.9})$$

où

E est en V / m, et
 dB/dt est en T/s.

Quand le champ magnétique à variation temporelle est parallèle à l'axe principal de l'ellipsoïde, cas représentant un champ dans la direction HF, le champ électrique induit est parallèle à sa section circulaire avec le rayon $b = 0,2$ m, dans ce cas:

$$|E| = 0,10 \text{ dB/dt} \quad (\text{AA.10})$$

où

E est en V/m, et
 dB/dt est en T/s.

En réalité, le champ provenant du système de gradient dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE n'est pas homogène. Dans le système de gradient, la valeur maximale spatiale de dB/dt à la périphérie du PATIENT est supérieure à la moyenne de dB/dt sur son corps. Des calculs récents avec un modèle humain morphologiquement réaliste indiquent que les facteurs dans les Équations (AA.9) et (AA.10) sont 0,11 et 0,08, respectivement, pour dB/dt pris comme la valeur maximale à un rayon de 0,2 m. Des valeurs similaires ont été mentionnées par Botwell et Bowley [92]. Ils ont calculé les courants induits dans un cylindre conducteur de rayon 0,195 m à l'intérieur d'un système imageur. A partir des résultats présentés dans leur document, des valeurs de $E/(dB/dt)$ (dB/dt étant la valeur maximale à $r = 0,195$ m) peuvent être déterminées. Pour les commutations du gradient transversal, le rapport est de 0,121 et le rapport est de 0,087 pour les commutations du gradient longitudinal. Noter que le champ électrique maximal local sera peut-être supérieur d'un facteur de 2 si le modèle considère une conductivité non homogène, telle qu'elle apparaîtrait après l'inclusion d'un os.

La traduction de l'Équation (AA.6) dans une expression de la valeur du seuil de dB/dt est possible lorsque sa valeur est liée à un emplacement représentatif spécifique. Une caractéristique de la forme d'onde de gradient dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est sa forme bipolaire répétitive. Pour une forme d'onde de gradient trapézoïdale (voir Figure 201.101 dans le paragraphe 201.3 de la norme), le champ induit E sera une série de stimuli rectangulaires avec alternance de signes. La durée de stimulation t_s d'une rampe bipolaire dans une forme d'onde de gradient trapézoïdale avec l'amplitude maximale $G_{\max}$ découle de

$$t_s = \frac{2G_{\max}}{\dot{G}} \quad (\text{AA.11})$$

(6) Limites pour la CS définies au moyen d'instruments

Dans la présente norme, l'Équation (AA.6) est utilisée pour convertir la limite physiologique de la stimulation cardiaque, comme cela est expliqué au point (4). On suppose que la constante de temps cardiaque t_c est de 3 ms. La valeur de Reilly du champ électrique de seuil de un centile est utilisée comme rhéobase rbc de champ électrique de stimulation cardiaque. L'Équation (AA.10) est utilisée pour convertir la rhéobase de champ électrique en rhéobase dB/dt . Le facteur de sécurité 3 introduit au point (4) est utilisé. La limite protégeant contre la fibrillation cardiaque devient:

$$L = \frac{rbc}{3} \frac{1}{1 - \exp(-t_s/t_c)} \quad (\text{AA.12})$$

où $rbc = 6,2 \text{ V/m}$ or 62 T/s

(7) Démonstration directe des limites de gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique pour la SNP dans les appareils à RESONANCE MAGNETIQUE pour le corps entier

La présente norme décrit un certain nombre d'approches pour obtenir des valeurs spécifiques d'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE du seuil de SNP. Celles-ci sont exposées dans ce point et dans les prochains points. En établissant des limites de la SNP, la présente norme permet l'évaluation expérimentale des seuils pour servir de base à la détermination des limites (détermination directe). La détermination directe exige un travail expérimental avec des volontaires, dans un modèle représentatif de l'UNITE DE GRADIENT. En se basant sur la validité présumée d'une relation hyperbolique entre le seuil et le temps de rampe, une approche possible pour la démonstration directe consiste à établir une rhéobase et une chronaxie basées sur l'essai pour un nombre limité de temps de rampe et à générer des relations de récurrence pour chaque temps de rampe utilisé. Des modélisations supplémentaires peuvent être utilisées pour limiter le nombre de formes d'ondes réellement examinées. Un exemple d'une telle modélisation est donné au point (16).

Les limites dérivées du travail expérimental avec des volontaires doivent obéir aux exigences physiologiques énumérées au point (4). La charge de travail d'une telle démonstration directe peut être excessive, et pour certaines formes d'ondes importantes, la norme fournit des limites numériques comme alternative, exposées aux points (8) à (14).

Les champs électriques induits par gradient dans les sphères homogènes dépendent du dB/dt , du temps total de rampe de gradient et du rayon de la sphère. Les seuils de stimulation de champ électrique sont similaires pour les adultes et les enfants, bien que des seuils puissent être plus élevés chez les enfants [160]. Par conséquent, il convient que les seuils de stimulation établis pour les adultes soient classiques pour les enfants, et les enfants peuvent être exclus de l'étude du bénévole.

(8) Limites par défaut définies numériquement pour la SNP

La démonstration directe des limites de la SNP n'est pas toujours réalisable. Pour offrir une alternative dans de tels cas, la présente norme fournit des limites par défaut définies numériquement pour dB/dt et pour E . Ces limites sont basées sur trois études de volontaires dans lesquelles l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE a été utilisé pour obtenir la SNP. Les résultats de ces études sont publiés par Ham et al [89], Bourland et al [90], et Hebrank et al [91]. Dans chacune de ces publications, on a observé le seuil de SNP en fonction de dB/dt et de la durée d'impulsion sur les volontaires exposés aux commutations des gradients dans un SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER, dans des AIMANTS POUR LE CORPS ENTIER cylindriques. Bien que les valeurs de dB/dt utilisées dans ces publications pour exprimer le seuil de SNP ne soient pas directement comparables et que les détails des formes d'ondes de gradient diffèrent, la comparaison des résultats de ces auteurs pourrait être obtenue. La comparaison se sert de certains détails non publiés et rassemblés afin d'établir une base de limites de la SNP utilisées dans la présente norme. La base de comparaison est résumée au point (9). Les limites du gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique pour les appareils à RESONANCE MAGNETIQUE pour le corps entier sur cette base sont déduites au point (10).

(9) Base de comparaison pour le gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique

La base utilisée pour comparer le travail expérimental [89][90][91] est la suivante: Toutes les valeurs de dB/dt ont été recalculées en fonction de dB/dt , le maximum spatio-temporel de la valeur du module de dB/dt , se produisant sur la paroi d'un cylindre de 0,2 m, coaxial à l'aimant. Ce volume a été choisi pour représenter le volume normalement accessible au PATIENT. Toutes les formes d'ondes de gradient utilisées étaient des formes d'ondes d'EPI, de forme trapézoïdale. La direction des commutations de gradient était antéropostérieure (AP) dans deux des trois publications, et le résultat de toutes les UNITES DE GRADIENT conduites simultanément, dans la troisième [89]. Dans cette publication, les seuils pour une direction AP des commutations de gradient ont pu être obtenus par régression. Les périodes de champ constant des formes d'ondes étaient de 0,3 ms chez Bourland [90], 0,4 ms chez Ham [89] et 0,5 ms chez Hebrank [91]. Ces différences dans la durée des valeurs sommitales constantes des formes d'onde étaient supposées être du second ordre et ont été négligées. La largeur des distributions des seuils individuels pourrait être évaluée pour deux des trois études [90][91], parce qu'un nombre important de volontaires a participé à ces études. Les écarts types observés exprimés comme une fraction de la moyenne se sont avérés être de taille similaire dans les deux études et une valeur de 0,24 a été adoptée pour définir les zones de confiance des seuils moyens.

Lorsque, pour un temps de rampe, le seuil ne pouvait pas être atteint pour tous les sujets, en raison des limites techniques du système de gradient, la moyenne tronquée a été utilisée comme une estimation de la moyenne. Dans un cas où c seuils les plus élevés provenant de N volontaires ne pouvaient pas être observés, cette statistique est définie comme la moyenne sur la fraction centrale $N - 2c$ des seuils classés.

(10) Données expérimentales sur le seuil de SNP de volontaires humains dans les appareils à RESONANCE MAGNETIQUE pour le corps entier

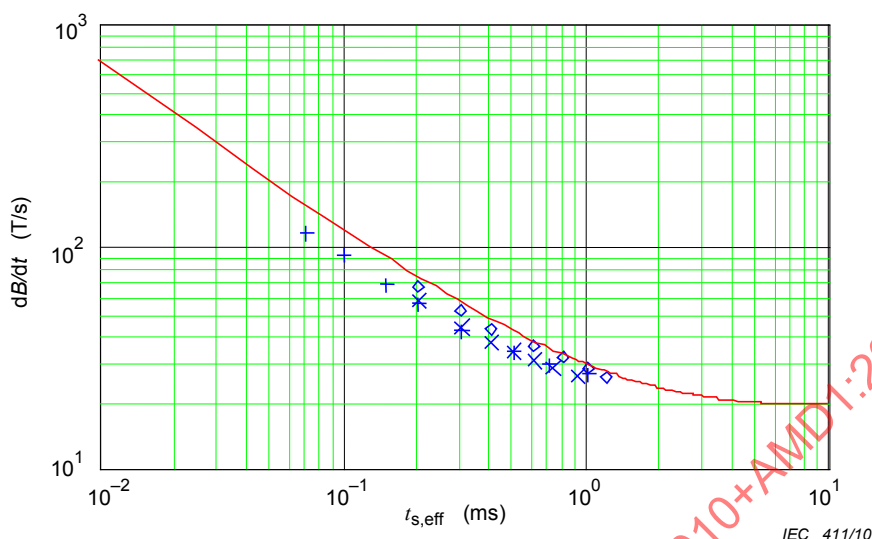
Les résultats des valeurs expérimentales convertis sur la base de comparaison, comme décrit au point (9), sont donnés à la Figure AA.2. Les données s'avèrent être cohérentes, bien que les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE utilisés soient de différents FABRICANTS, de telle sorte que des différences de conception du matériel de gradient sont présentes. Une seule fonction hyperbolique de stimulation de seuil, selon l'équation suivante:

$$dB/dt = 1,0 \text{ rb} (1 + 0,36/t_{s,\text{eff}})$$

est obtenue en correspondant à tous les points de données, avec la pondération statistique en chaque point de données qui tient compte du nombre de volontaires examinés dans chacun des rapports cités. La valeur obtenue de la rhéobase est

$$rb = 19,7 \pm 1 \text{ T/s},$$

qui est arrondie dans la présente norme à 20 T/s. La chronaxie est $t_c = 0,36 \text{ ms}$.



Tracé logarithmique double des valeurs de seuil expérimentales pour la stimulation du nerf périphérique avec des formes d'ondes d'EPI trapézoïdales, en fonction du temps de rampe t_s ($\diamond$ Ham [89], + Bourland [90], x Hebrank [91]). Dans toutes les expériences, les données sont relatives à l'orientation AP de la direction des commutations de gradient. Les valeurs de seuil sont exprimées en dB/dt , le maximum spatio-temporel du module de dB/dt sur une surface cylindrique coaxiale à l'aimant, avec un rayon de 0,2 m. La ligne pleine est l'hyperbole raccordant tous les points de données, avec une pondération statistique pour chaque point qui reflète le nombre de volontaires examinés dans chacun des rapports cités. Les paramètres caractéristiques de l'hyperbole sont la rhéobase $rb = 19,7 \text{ T/s}$ et la chronaxie $t_c = 0,36 \text{ ms}$ (voir l'équation ci-dessus: $dB/dt = 1,0 \text{ } rb (1 + 0,36 / t_{s,\text{eff}})$).

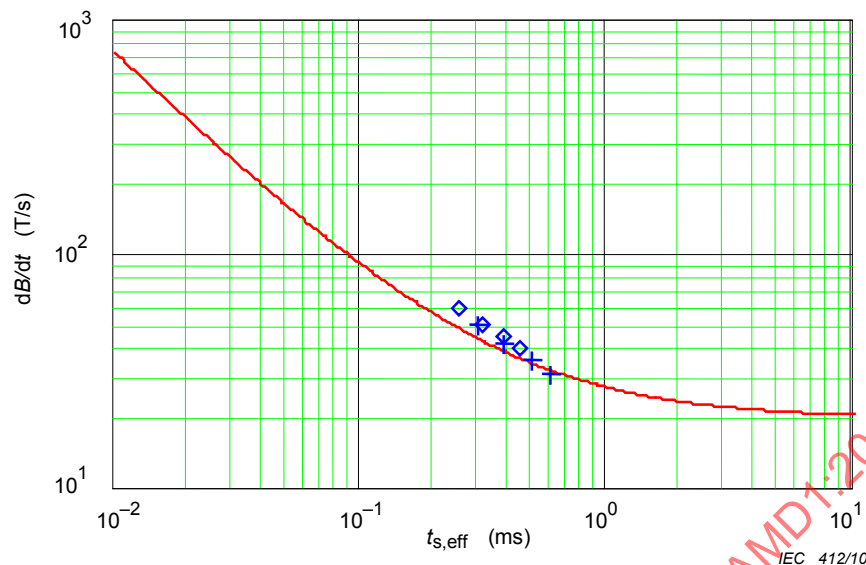
Figure AA.2 – Données expérimentales sur le seuil de NSP de volontaires humains dans les APPAREILS À RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

(11) Données expérimentales sur le seuil de SNP avec des formes d'ondes autres que trapézoïdales

Le seuil de dB/dt est considéré comme dépendant de la durée de stimulation t_s . Pour les formes d'ondes de gradient qui ne sont pas trapézoïdales, la durée de stimulation n'a pas de définition unique. Harvey et al [93] et Mansfield [94] ont montré que les seuils pour des formes d'ondes sinusoïdales deviennent très proches de ceux des trapézoïdales, lorsque dans une forme d'onde sinusoïdale $B(t) = B_{\text{max}} \sin(2\pi t / T)$, la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE est définie comme le rapport de l'amplitude et de la vitesse maximale de variation:

$$t_{s,\text{eff}} = 2B_{\text{max}} / \dot{B}(0) = T / \pi \quad (\text{AA.13})$$

Fréze et al [95] ont comparé des formes d'ondes trapézoïdales de direction AP et des formes d'ondes sinusoïdales dans le même APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE. La Figure AA.3 illustre la forme obtenue une fois tracée en fonction de $t_{s,\text{eff}}$. L'exemple démontre la validité de son utilisation. Dans la présente norme, $t_{s,\text{eff}}$ sera utilisé pour décrire la durée de stimulation effective.



Les formes d'ondes sont des formes d'ondes d'EPI trapézoïdales (+) et d'EPI sinusoïdales (◇). Elles sont affichées en fonction des données de durée de stimulation effective $t_{s,eff}$ de Frese [95]. Les données sont relatives à l'orientation AP des commutations de gradient. Les valeurs de seuil sont exprimées comme la valeur spatiale maximale du module de dB/dt sur une surface cylindrique coaxiale à l'aimant, avec un rayon de 0,2 m. La ligne pleine est l'hyperbole raccordant tous les points de données, identique à celle donnée à la Figure AA.2.

Figure AA.3 – Tracé logarithmique double des valeurs de seuil expérimentales pour la stimulation du nerf périphérique

(12) Données expérimentales des valeurs de seuil de SNP selon l'orientation du corps du patient relativement à la direction des commutations de gradient

La valeur de la rhéobase en fonction de la direction des commutations de gradient a été obtenue expérimentalement dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER. Pour la bobine de gradient HF, l'étude de Purdue sur 84 volontaires indique une rhéobase de 29,5 T/s et une chronaxie de 0,36 ms. Noter que dans ces expériences, un seul enroulement, qui reproduit un schéma de champ magnétique à chaque extrémité d'une bobine de gradient HF réelle, a été utilisé pour simuler les effets stimulants des commutations du gradient HF. Le sujet a été positionné longitudinalement pour le seuil de SNP le plus bas. Cette expérience montre que le seuil de SNP pour des directions de gradient tête - pieds (HF) dans de tels APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE est plus élevé que pour la direction AP, avec un rapport pour les directions de gradient AP et HF de 0,66. Entre les gradients LR et AP, une différence similaire de seuil existe. Les données sur 10 volontaires de Budinger [96], qui a inspecté ces seuils en tournant la bobine de gradient par rapport aux volontaires, montrent un rapport entre les seuils des gradients AP et LR de 0,8. Au vu de ces résultats, la présente norme permet des coefficients de pondération pour le calcul du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE du gradient HF et LR qui sont égaux à $w_{HF} = 0,7$ et $w_{LR} = 0,8$.

(13) Stimulation nerveuse en cas de combinaison des formes d'ondes à partir de plus d'une unité de gradient

La séquence d'imagerie par RESONANCE MAGNETIQUE contient toujours une combinaison de formes d'ondes de gradient de chacune des trois UNITES DE GRADIENT.

La stimulation la plus forte se produira quand toutes les bobines seront pilotées simultanément avec des formes d'ondes identiques au maximum du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE. A chaque moment dans l'espace autour de l'isocentre magnétique, la valeur de la vitesse totale de variation $(dB/dt)_{total}$ sera la somme vectorielle des contributions $(dB/dt)_i$ de chaque UNITE DE GRADIENT i . Noter que le champ électrique induit, qui est considéré être le mécanisme de stimulation, sera de même dû à l'addition

vectorielle des champs électriques E_i provenant de chaque commutation de gradient. La valeur de $(dB/dt)_{\text{total}}$ sera fonction de l'espace, d'une façon qui dépend fortement de l'octant tel que défini par le système de coordonnées de gradient. Les plus grandes valeurs seront dans les octants dans lesquels la direction de $(dB/dt)_{\text{total}}$ et celle de chaque $(dB/dt)_i$ font des angles inférieurs à 90° . Cette condition existera toujours dans deux des octants, et lors d'une combinaison de formes d'ondes complexes dans lesquelles les gradients changent de signe, cette condition la plus défavorable passera à d'autres octants. A l'intérieur d'un octant le plus défavorable, la valeur spatiale maximale de $(dB/dt)_{\text{total}}$ est inférieure à la somme des maxima spatiaux de $(dB/dt)_i$, parce que ces derniers maxima ne se produisent pas au même point. De plus, même dans un tel octant, les directions des vecteurs de $(dB/dt)_i$ à la position du maximum de $(dB/dt)_{\text{total}}$ ne sont pas totalement parallèles.

Par conséquent, dans le cas considéré (toutes les bobines pilotées simultanément avec des formes d'ondes identiques au maximum dB/dt), l'effet conjugué sur la stimulation est inférieur à la somme linéaire des effets des différentes bobines prises individuellement.

La présente norme suppose que l'effet des commutations de gradients simultanément peut être représenté par une sommation quadratique pondérée de $(dB/dt)_i$ des différentes UNITES DE GRADIENT prises individuellement. Les coefficients de pondération sont ceux donnés au point (12).

Quand les durées de stimulation t_s des trois gradients, au maximum de la commande, ne sont pas identiques, l'addition quadratique peut encore être significative, mais la limite commune doit être remplacée par les limites individuelles de chaque durée de stimulation t_s .

Dans les EXAMENS PAR RESONANCE MAGNETIQUE, les séquences avec des formes d'ondes simultanées à l'amplitude maximale de chaque gradient sont un phénomène rare, et ainsi l'hypothèse de leur occurrence est faite par mesure de précaution. Des évaluations plus réalistes du seuil, pour des formes d'ondes partiellement simultanées à partir de différentes bobines, peuvent être obtenues par des modèles plus astreignants qui tiennent compte de la forme de chaque forme d'onde. Un exemple de ce type est décrit au point (16).

(14) Limites de la SNP pour des systèmes de gradient pour le corps entier

Comme indiqué au point (4), la limite du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU est le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE qui donne le seuil de SNP. Cette définition physiologique peut être transcrite quantitativement: pour les SYSTEMES DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER, cette limite est basée sur les valeurs de seuil trouvées pour les commutations des gradients AP au point (10).

C'est une limite qui est valable pour le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal d'un système de gradient avec une forme d'onde donnée.

- Le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE maximal de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est supposé être généré par la sortie simultanée de toutes les UNITES DE GRADIENT, chacune à son taux maximum de variation et à l'amplitude maximale de gradient. Il est mesuré comme étant la valeur maximale spatiale du module du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE apparaissant dans un VOLUME DE CONFORMITE.
- Le VOLUME DE CONFORMITE est défini dans la norme. On suppose que ses dimensions excluent la région où les parties du corps du PATIENT de grand diamètre ne sont pas normalement présentes et il peut être plus petit que l'espace réel accessible au PATIENT.
- La dépendance inclut la correction de durée de stimulation pour des seuils entre les sinusoïdes et les trapézoïdes, donnée au point (11).
- La sortie simultanée est tirée de l'examen du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE des UNITES DE GRADIENT individuelles, en utilisant les rapports de seuil dépendant de l'orientation w_i , donnés au point (12) et la règle de sommation quadratique du point (13).

Il en résulte

$$\sqrt{\sum (w_i dB/dt_i)^2} < 20 \times (1 + 0,36/t_s) \quad (\text{AA.14})$$

Les valeurs de dB/dt peuvent être obtenues par calcul ou par des essais. Le calcul est possible à partir de la géométrie de la bobine et de la distribution de courant au moyen de la loi de Biot-Savart:

$$\vec{B}(r) = \int \frac{\mu \vec{I}(\vec{r}') d\vec{l}' \times (\vec{r} - \vec{r}')}{4\pi |\vec{r} - \vec{r}'|^3} \quad (\text{AA.15})$$

où $d\vec{l}'$ est un élément des enroulements de la bobine à la position r' .

(15) Limites de la SNP basées sur le calcul du champ E

Pour les systèmes de gradient qui diffèrent en taille des SYSTEMES DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER, les informations découlant des travaux expérimentaux reliant le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE au seuil de SNP dans des SYSTEMES DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER, ne sont pas directement applicables. Ceci vient du fait que cette relation dépend de la géométrie de la bobine et du PATIENT. Si, par exemple, un système de gradient exposait seulement des têtes avec un rayon de 0,1 m, alors les limites de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE du point (8), peuvent être trop restrictives d'un facteur d'environ 2. Pour un grand nombre de systèmes de gradient dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE à usage spécifique (par exemple APPAREIL A RM spécial pour la poitrine, les extrémités ou la tête, ou pour des conceptions spéciales de système de gradient pour utilisation dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER (tels que les systèmes de gradient pour la microscopie, le cœur et la tête), la présente norme permet l'utilisation de limites de champ électrique E induit par les commutations des gradients. La justification est que E est la quantité qui se rapporte directement au modèle physiologique décrit au point (3).

Bien que la valeur de E dans une géométrie de bobine et pour un PATIENT donnés ne puisse pas être facilement mesurée, son calcul est possible à partir de la géométrie de la bobine et de la distribution de courant, lorsque les effets des courants induits dans le PATIENT sont négligés. Le champ électrique dans le PATIENT dû aux commutations de gradients peut être exprimé de la façon suivante:

$$E = -\partial A / \partial t - \nabla \Phi \quad (\text{AA.16})$$

où A est le potentiel de vecteur magnétique dû à des courants dans les bobines de gradient. La dérivée temporelle $\partial A / \partial t$ est calculée à partir de

$$\vec{E}(r) = \vec{A}(r) = \int \frac{\mu \times \vec{I}(\vec{r}') d\vec{l}'}{4\pi |\vec{r} - \vec{r}'|} \quad (\text{AA.17})$$

où

$\dot{I}$ est la vitesse de variation du courant dans la bobine et

$d\vec{l}'$ est un élément des enroulements de la bobine à la position r' .

Le potentiel électrostatique Φ est dû à des charges électriques aux interfaces entre des discontinuités dans la conductivité électrique (telles que l'interface entre l'air et le PATIENT) et est une conséquence de la conservation de la charge électrique.

Le potentiel électrostatique en général doit être calculé avec une technique informatique. Un cas particulier notable dans lequel Φ est égal à zéro concerne un gradient z cylindriquement symétrique appliqué le long de l'axe d'un cylindre de conduite. Dans ce cas, $E = -\partial A / \partial t$. L'Équation (AA.17) est valable pour un modèle de PATIENT complexe. Une simplification utile consiste à approcher la section de corps étudiée comme un cylindre ou un sphéroïde de conductivité uniforme.

Dans la présente norme, le seuil pour E est supposé avoir la forme hyperbolique de la fonction de seuil de l'Équation (AA.6), avec une chronaxie de 0,36 ms, comme mentionné au point (10) et avec une rhéobase qui est basée sur les valeurs liées à l'orientation pour dB/dt et sur les résultats de calcul de Purdue pour le rapport entre E et dB/dt (voir le point (4)). On souligne que le champ électrique est calculé en supposant une conductivité uniforme dans le PATIENT. Le champ électrique de la rhéobase ainsi obtenu est de 2,16 V/m pour les commutations du gradient AP et de 2,4 V / m pour celle du gradient HF. La différence dans ces deux valeurs n'est pas considérée comme significative et par conséquent 2,2 V/m semble être une bonne estimation pour la rhéobase du champ électrique pour la SNP par un train d'impulsions trapézoïdales pour toutes les orientations de gradient. Parallèlement à l'argument pour les limites de dB/dt , la limite de E dans le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU est égale à la valeur de seuil de E . Pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, la limite est réduite par le facteur 0,8. La limite de E est valable pour tous les types d'APPAREILS À RESONANCE MAGNETIQUE. La valeur de E est le maximum se produisant dans un VOLUME DE CONFORMITE pour un gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique donné. Les énoncés sont similaires à ceux du point (14), mais la sortie simultanée des UNITES DE GRADIENT peut être déduite par la règle de sommation quadratique du point (13), mais les coefficients de pondération dépendant de l'orientation ne sont pas admis. Par exemple, pour les formes d'ondes d'EPI avec une durée de stimulation $t_{s,eff}$, cela entraîne

$$\sqrt{\sum (E_t)^2} < 2,2 \times (1 + 0,36 / t_{s,eff}) \quad (\text{AA.18})$$

(16) Un modèle de valeurs de seuil de la SNP pour des formes d'ondes complexes

Une fonction hyperbolique de seuil similaire à l'Équation (AA.6) et avec une rhéobase et une chronaxie définies au point (10) est valable pour des stimuli rectangulaires bipolaires répétés (et pour des sinusoïdes, avec utilisation de la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE définie à l'Équation (AA.14)). Afin de traiter les formes d'ondes complexes de gradient, telles que souvent utilisées dans l'imagerie par RESONANCE MAGNETIQUE, une extension peut être souhaitée, parce que pour une telle forme d'onde, le seuil peut être plus élevé. Une fonction de seuil plus générale peut être trouvée en considérant le stimulus $\dot{B}(t)$ qui appartient à cette forme d'onde comme une série de fonctions de Dirac qui entraînent une formation de la réponse nerveuse, de telle sorte qu'elle atteigne finalement le seuil [97]. A partir de l'Équation (AA.6), on peut exprimer R_{rect} , la réponse de seuil partiel pour un stimulus rectangulaire unique, avec une durée t_s , comme:

$$R_{rect} = \frac{\dot{B}}{\dot{B}_{TH}} = \frac{\dot{B} t_s}{rb (t_c + t_s)} \quad (\text{AA.19})$$

R_{rect} peut être considéré comme une fonction de t_s . Sa dérivée par rapport à t_s est:

$$\frac{dR_{rect}(t_s)}{d(t_s)} = \frac{\dot{B}}{rb} \times \frac{t_c}{(t_c + t_s)^2} \quad (\text{AA.20})$$

L'Équation (AA.20) décrit une contribution à la valeur de la réponse, à $t = t_s$ d'une addition sous forme Dirac du stimulus à $t = 0$ avec la valeur $\dot{B}$. Pour le cas plus général,

l'augmentation de la valeur de la réponse $\Delta R(t)$ au temps t d'un stimulus sous forme Dirac au temps θ avec l'intensité $\dot{B}(\theta)$ est:

$$dR(t) = \frac{\dot{B}(\theta)d\theta}{rb} \frac{t_c}{(t_c + t - \theta)^2} \quad (\text{AA.21})$$

La valeur totale de la réponse nerveuse $R(t)$ à tout moment pour n'importe quel stimulus $\dot{B}(\theta)$ pour $0 < \theta < T$ est obtenue par convolution:

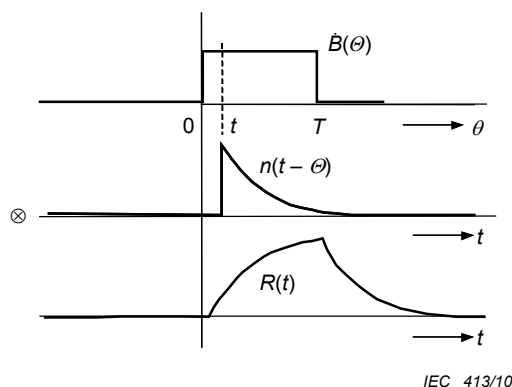
$$R(t) = \frac{1}{rb} \int_0^t \frac{\dot{B}(\theta) t_c}{(t_c + t - \theta)^2} d\theta \quad (\text{AA.22})$$

La Figure AA.4 présente $R(t)$ pour un stimulus rectangulaire simple. L'excitation se produira lorsque l'amplitude $dB/dt_{\max}$ du stimulus entraînera une valeur temporelle maximale de $R(t)$ supérieure à 1.

Par exemple, pour une forme d'onde d'imagerie à écho - planaire (EPI, *Echo Planar Imaging*), le stimulus complexe est une série de stimuli rectangulaires avec alternance de signes, dans laquelle le premier stimulus de la série a la moitié de la durée des autres. Les valeurs sommitales constantes des formes d'onde de gradient correspondent aux intervalles de temps entre les stimuli. Le résultat de l'intégration de l'Équation (AA.21) pour ce cas est donné graphiquement pour la SNP à la Figure AA.5. La valeur maximale de $R(t)$ est atteinte à la fin du premier stimulus de durée complète. Les chiffres suggèrent que le modèle puisse être utilisé pour déduire des conditions de seuil pour n'importe quelle forme d'onde, étant donné le seuil pour une forme d'onde simple.

Des prédictions du modèle sont comparées à l'expérience des Figures AA.6 et AA.7. La Figure AA.6 présente des seuils pour les formes d'ondes trapézoïdales de l'étude de Purdue (pour plus de précisions, voir le point (10)). L'Équation (AA.22) a été utilisée pour trouver la fonction de seuil en se référant à la forme d'onde trapézoïdale expérimentale et à $\dot{B}(\theta)$. La rhéobase rb et la chronaxie t_c (Équation (AA.22)) ont été ajustées pour une meilleure adaptation. On peut voir que les valeurs obtenues ne sont pas égales à la rhéobase et à la chronaxie trouvées pour le même ensemble de données du point (10). Cela est dû à la différence dans leur définition: à l'Équation (AA.22), rb et t_c sont définies pour les stimuli rectangulaires monopolaires. De plus, la Figure AA.6 présente la fonction de seuil qui serait obtenue à partir de l'Équation (AA.22) pour la même rhéobase et la même chronaxie, mais pour une forme d'onde sinusoïdale, tracée par rapport à la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE définie à l'Équation (AA.14). Le modèle est présenté pour supporter raisonnablement bien l'utilisation de cette définition. Le modèle prévoit que pour les deux formes d'ondes, les seuils seront égaux dans les limites de 10 % sur une plage importante de DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE. Bien que le modèle prévoit la chute importante du seuil expérimental entre une demi-période simple et une expérience sinusoïdale continue, les changements les plus subtils trouvés expérimentalement pour les sinusoïdes avec une durée comprise entre 1 et 10 périodes ne sont pas prévus. Des modèles plus approfondis sont nécessaires [91]. Leur modèle ASFE (approximation de stimulation par filtrage et évaluation) applique trois filtres temporels à la forme d'onde de gradient et somme les sorties. Les filtres simulent la génération de potentiels d'action dans les cellules nerveuses et la propagation du signal par l'intermédiaire des synapses. Alors que le modèle ne prétend pas décrire le comportement physiologique, il prévoit toutes les dépendances du seuil de stimulation sur la durée de stimulation, sinusoïdale/trapézoïdale, et le nombre de cycles de gradient.

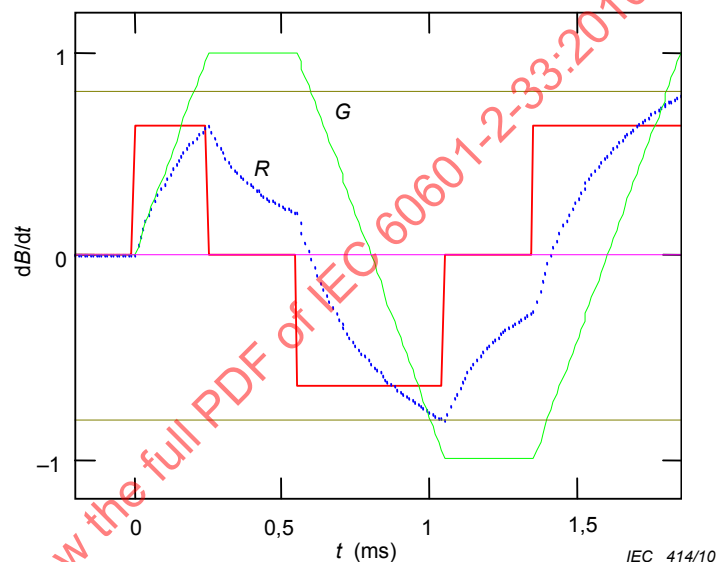
La Figure AA.7 présente le seuil en fonction du nombre de demi - périodes d'un stimulus sinusoïdal. Le seuil a été dessiné à l'échelle pour s'adapter aux données expérimentales de Budinger [96].



IEC 413/10

$\otimes$ symbolise la convolution. $n(t) = t_c / r_b (t_c + t)^2$

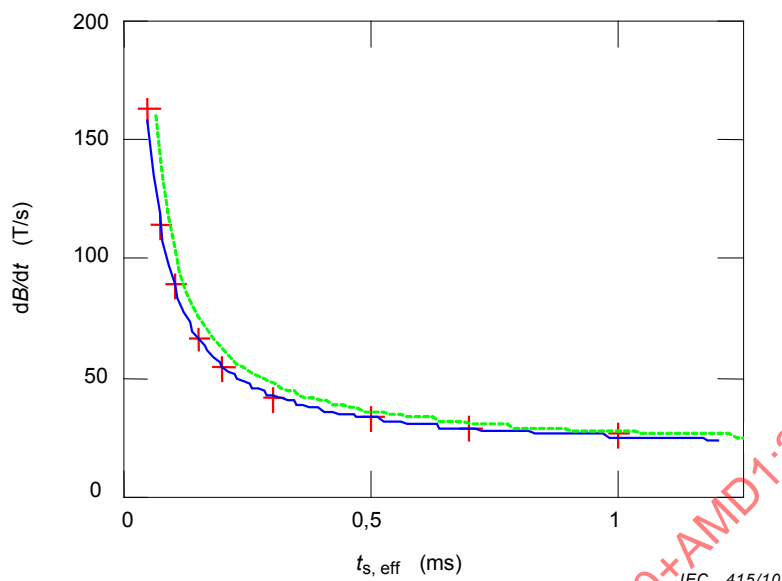
Figure AA.4 – Valeur de réponse $R(t)$ produite par convolution d'un stimulus rectangulaire dB/dt et d'une fonction de réponse d'impulsion nerveuse $n(t-\theta)$



IEC 414/10

Les axes verticaux ont des unités relatives. R est calculé à partir de l'Équation (AA.19) avec $t_c = 0,36$ ms. Les lignes hachurées, à des valeurs d'ordonnée égales, illustrent que la réponse nerveuse maximale est atteinte après la première rampe négative.

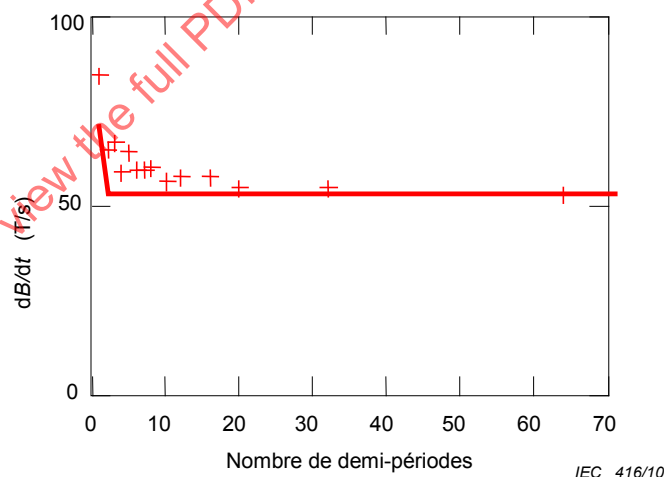
Figure AA.5 – Forme d'onde de gradient G , forme d'onde de stimulus dB/dt et valeur de réponse R , pour une forme d'onde trapézoïdale d'EPI commençant à $t = 0$



La courbe inférieure est pour des formes d'ondes trapézoïdales; elle est issue des données expérimentales (+) de Bourland [90] par rapport à l'Équation (AA.19). Les valeurs obtenues de rhéobase et de chronaxie sont 17,3 T/s et 0,3 ms.

La courbe supérieure est pour une forme d'onde sinusoïdale, en utilisant les mêmes valeurs de rhéobase et de chronaxie.

Figure AA.6 – Valeurs de seuil dB/dt pour deux formes d'ondes de gradient, tracées par rapport à la DURÉE DE STIMULATION EFFECTIVE



NOTE Données expérimentales de Budinger [96] incluses; ligne pleine: à partir de l'Équation (22), obtenue à $N = 64$.

Figure AA.7 – Valeur de seuil de dB/dt pour une forme d'onde de gradient sinusoïdale, en fonction du nombre de demi-périodes dans la forme d'onde

Concernant 201.12.4.103 – Protection contre l'énergie excessive de radiofréquence

La chaleur est une conséquence majeure de l'exposition aux hautes fréquences utilisées en RESONANCE MAGNETIQUE (généralement supérieures à 1 MHz). Beaucoup d'effets biologiques relatifs à une exposition intense en haute fréquence sont en accord avec les réponses à la

chaleur induite résultant d'élévations de la température des tissus ou du corps d'environ 1°C ou plus, ou avec les réponses destinées à minimiser la charge thermique totale [98].

La charge thermique induite en haute fréquence peut être rapportée directement au TAS. La température de l'air, l'humidité relative, le débit d'air, ainsi que le degré d'isolation du PATIENT constituent d'autres facteurs importants influençant la réponse du PATIENT à une charge thermique donnée. Alors que les limites du TAS localisé et celles du TAS POUR LE CORPS ENTIER sont parfois utiles pour déterminer le niveau considéré, l'élévation de la température est le critère principal. Pour cette raison, le critère d'élévation de la température est inclus dans la présente norme.

Les zones localisées de chaleur ou "points chauds" peuvent occasionner des élévations de température localisées. Il est important d'examiner les PATIENTS à la recherche d'implants, de tatouages, etc. contre-indiqués, qui pourraient entraîner une augmentation de chaleur localisée [2]. L'absorption de puissance augmente proportionnellement au carré de la distance radiale à partir du centre du corps [99] et la non-homogénéité électrique du corps modifie le flux de courant et l'absorption d'énergie locale. Les études effectuées à l'aide de modèles sphériques prévoient que, dans le pire des cas, les "points chauds" seraient occasionnés par une sphère peu conductrice (os ou graisse) située à la périphérie d'une sphère conductrice de taille importante (par exemple un muscle); un "point chaud" peut apparaître lorsque le TAS est supérieur à 2,5 fois la valeur moyenne locale [100]. Des calculs basés sur un modèle mathématique hétérogène du corps humain [101][102] suggèrent que le TAS d'un tissu localisé dans le corps puisse être jusqu'à 5 ou même 8 fois supérieur sur de petits volumes, comparé à la valeur moyenne pour le corps entier [103]. Cependant, ces augmentations relatives sont réduites à un facteur de 2 à 4 environ lorsque les moyennes sont établies relativement à des organes individuels du corps [103][104]. La probabilité d'un TAS de tissu très localisé est réduite par l'excitation en quadrature et ses effets sont modérés par la diffusion thermique et le flux sanguin.

Les effets thermiques apparaissent en raison de la sensibilité à la température de la plupart des processus biologiques. Les préoccupations principales concernant l'exposition à la haute fréquence ont pour but d'éviter des réponses physiologiques excessives à une augmentation significative de la température du corps et d'éviter l'élévation de la température des tissus jusqu'à un niveau susceptible d'induire un certain degré de DOMMAGE [1].

Les réponses humaines les plus sensibles à une chaleur intense dans le corps entier due à la haute fréquence sont probablement les réponses relatives à la thermorégulation et comportent une augmentation du débit cardiaque et du flux sanguin cutané accompagnée d'une légère chute de la pression artérielle [105]. Ces réponses deviennent maximales, même pour les sujets reposant passivement à une TEMPERATURE AMBIANTE, lorsque la température du corps s'élève de plus de 2 °C environ. Aucun effet nocif sur la santé n'est attendu sur des personnes dont les fonctions thermorégulatrices et cardiovasculaires ne sont pas déficientes, si l'élévation de la température du corps ne dépasse pas 1 °C [106]; quelques exceptions spécifiques sont données ci-dessous.

La santé de certains PATIENTS peut être compromise dans ces conditions. Les corrélats physiologiques et physiques associés à une capacité réduite d'adaptation à une charge calorifique accrue incluent la vieillesse, l'obésité et l'hypertension [107]. Divers médicaments tels que les diurétiques, les tranquillisants et les sédatifs, vasodilatateurs et certains autres médicaments réduisent la tolérance thermique [108]. De plus, la capacité de thermorégulation des enfants en bas âge n'est pas développée correctement, et la capacité de dissipation thermique des femmes enceintes peut également être compromise. Dans ce contexte, il est bon de noter que la perte de chaleur de l'embryon et du fœtus à travers la barrière placentaire peut être moins efficace que la dissipation thermique d'autres tissus mieux vascularisés. Il est connu qu'une température du corps élevée est tératogène pour un certain nombre d'espèces de mammifères dont les primates font partie, et a été impliquée dans des défauts du système nerveux central et de la face observés chez des enfants dont la mère a développé des hyperthermies sévères prolongées (> 39 °C), notamment au cours du premier trimestre de la grossesse [109, 110]. Dans ces cas, il est souhaitable de limiter les élévations de la température du corps à moins de 0,5 °C [106].

La réponse à la thermorégulation pour le corps entier de personnes soumises à un EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE a fait l'objet d'un modèle mathématique. Adair et Berglund [111] ont calculé que la température du corps d'un PATIENT vêtu légèrement, présentant une capacité de thermorégulation non déficiente, s'élèverait jusqu'à 0,6 °C, selon les conditions de l'environnement, pendant une exposition à des TAS POUR LE CORPS ENTIER d'une valeur allant jusqu'à 4 W/kg. Les résultats de ces calculs présentent une conformité raisonnable avec les études effectuées sur des volontaires exposés à des valeurs allant jusqu'à 4 W/kg pendant 20 min à 30 min [112][113][114][115]. De plus, il n'existe aucun rapport d'effets nocifs sur la santé dus à un échauffement local ou systématique excessif de PATIENTS exposés à des TAS POUR LE CORPS ENTIER jusqu'à environ 1,5 W/kg [116].

Les limites du TAS POUR LE CORPS ENTIER sont données en 201.12.4.103. Une limite de 2,0 W/kg en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL est recommandée comme étant le plus haut TAS POUR LE CORPS ENTIER qu'il convient que toutes les personnes puissent supporter sans se soucier de leur état de santé. Il convient que les personnes avec des systèmes thermorégulateurs et cardiovasculaires non déficients supportent des TAS POUR LE CORPS ENTIER plus élevés; une limite supérieure de 4 W/kg en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU est recommandée. La tolérance individuelle à une augmentation de la température du corps est cependant fortement variable; même pour des personnes en bonne santé, par conséquent, une SURVEILLANCE MEDICALE est nécessaire [117].

Les limites ci-dessus ont été développées, en admettant des températures dans la salle d'EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE inférieures à 25 °C et une circulation d'air minimale; de plus, le PATIENT est supposé être vêtu légèrement. Les calculs de Adair et Berglund [118][119] peuvent être utilisés pour déterminer des facteurs de correction pour les environnements réduisant les pertes de chaleur. On peut estimer que, pour chaque °C de TEMPERATURE AMBIANTE au-dessus de 24 °C, il convient que les limitations du TAS POUR LE CORPS ENTIER soient diminuées de 0,25 W/kg. De même, pour chaque 10 % d'humidité relative au-dessus de 60 %, il est recommandé que les limites soient diminuées de 0,1 W/kg. La sensibilité de la température est prise en compte dans la présente norme par une exigence visant à réduire les limites du TAS à une température élevée. Étant donné que la sensibilité de l'humidité est relativement faible et difficile à maintenir, la dépendance à la sensibilité pour le TAS comme fonction de l'humidité n'est plus incluse dans la 3e édition de la présente norme. Les réponses individuelles seront, cependant, variables; il convient d'observer une attention accrue avec un niveau approprié de surveillance lorsqu'on utilise ces facteurs de correction.

Certaines zones du corps telles que la tête peuvent être particulièrement vulnérables à une température élevée. Il convient de considérer l'embryon ou le fœtus en développement comme étant particulièrement sensible aux élévations de température [147]; les tissus du tronc et des membres sont cependant considérés comme l'étant moins. Czerski et Athey [120] ont suggéré que des températures d'environ 38 °C localisées dans la tête, 39 °C dans le tronc et de 40 °C dans les extrémités ne sont probablement pas susceptibles de produire des effets nocifs. Un calcul simple [121], mettant en relation la chaleur localisée dans l'œil et le TAS pour la tête, montre qu'une exposition de 3 W/kg de la tête n'est pas susceptible de provoquer une élévation de température dans l'œil de plus de 1,6 °C; les températures du cerveau ne s'élèvent probablement pas de plus de 1 °C dans ces conditions. Dans des mesures expérimentales sur des moutons non tondus, [122], plusieurs animaux ont été soumis à un balayage de la tête de 4 W/kg pendant 60 min à 90 min, tandis que les températures des tissus périphériques et profonds comprenant la cornée, le corps vitré, la peau de la tête, la langue, la veine jugulaire et le rectum étaient mesurées. Dans une autre expérience, des températures semblables ont été mesurées chez six animaux qui ont été soumis à des TAS POUR LE CORPS ENTIER de 1,5, 2, ou 4 W/kg. Dans les expériences de balayage de la tête, la température de la peau et de l'œil a augmenté d'environ 1,5 °C. La température de la veine jugulaire (température du cerveau) a augmenté de 0,46 °C ± 0,05 °C à la suite d'un examen de 60 min à 90 min. Dans les balayages de corps entier, les températures de la veine rectale et de la veine jugulaire ont augmenté d'environ 1 °C au-dessus de la valeur de pré-exposition, tandis que la température de la peau de l'abdomen s'est élevée de 7 °C. En se basant sur des modèles et des données d'animaux, les niveaux de TAS POUR LA TETE (moyennés sur la tête) jusqu'à 3,2 W/kg sont considérés être au-dessous d'un niveau préoccupant. La limite de TAS POUR LA TETE de 3,2 W/kg, qui est la valeur nécessaire pour limiter l'élévation de température dans l'œil à 1 °C, a été utilisée aux États-Unis depuis au moins une décennie sans rapport

d'incidents. En outre, d'autres limites de TAS LOCALISE ont été rendues cohérentes avec l'ICNIRP.

L'élévation de température de n'importe quel objet qui vient en réponse à l'absorption intermittente d'énergie à haute fréquence provenant, par exemple, d'une source à impulsions à haute fréquence, peut être assimilée à la valeur moyenne du TAS établie pendant 50 % du temps d'équilibre thermique, temps pris pour l'augmentation de température au centre de la région chauffée pour atteindre 50 % de la valeur maximale après application d'une source de chaleur. Le temps d'équilibre thermique du corps n'est pas connu de façon précise, mais peut être estimé entre 15 min et 30 min, bien que des masses plus petites de tissus, comme les yeux, aient un temps d'équilibre thermique d'environ 5 min [123]. La présente norme utilise, d'une manière conventionnelle, 6 min comme période de moyenne pour déterminer le TAS, pour tous les tissus et pour le corps.

Les bobines d'émission RF peuvent être séparées en deux classes: les BOBINES D'EMISSION RF VOLUMIQUES et les BOBINES D'EMISSION RF LOCALISEES. Le résonateur pour le corps et la bobine pour la tête font partie de la classe des BOBINES D'EMISSION RF VOLUMIQUES. Les BOBINES D'EMISSION RF LOCALISEES sont communément utilisées pour les applications de spectroscopie.

La séparation en deux classes est introduite afin de mettre en œuvre des règles simples de commande du TAS mais suffisantes, du point de vue de la sécurité.

En ce qui concerne les BOBINES D'EMISSION RF VOLUMIQUES, il est suffisant de contrôler séparément les aspects du TAS pour le corps entier et du TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS (y compris le TAS POUR LA TETE), alors que pour les BOBINES D'EMISSION RF LOCALISEES, la commande du TAS pour le corps entier et du TAS LOCALISE est adéquate.

La commande simultanée du TAS POUR LE CORPS ENTIER avec le TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS ou avec le TAS LOCALISE est nécessaire, afin de satisfaire à des situations de grandes variations d'exposition, qui sont données par la variabilité des dimensions de la bobine et de la taille du PATIENT et leurs positions relatives. La présente exigence ajuste automatiquement la surveillance du TAS à l'aspect le plus critique de ce dernier. Ceci est démontré dans les quatre exemples suivants:

Exemple 1: L'examen d'un adulte avec une BOBINE D'EMISSION RF POUR LA TETE signifie clairement une exposition partielle du corps (la tête en général). Dans ce cas, le TAS POUR LA TETE limitera la quantité d'émission de puissance haute fréquence. Cependant, il convient que l'examen d'un jeune enfant avec la même BOBINE D'EMISSION RF POUR LA TETE, soit jugé comme une exposition de l'ensemble du corps (si l'enfant est complètement à l'intérieur de la bobine mentionnée). Dans ce cas, le TAS POUR LE CORPS ENTIER sera le facteur de limitation.

Exemple 2: L'examen de la tête d'un enfant dans un résonateur pour le corps de relativement grande taille peut entraîner une valeur plus critique de TAS POUR LE CORPS ENTIER que la valeur du TAS POUR LA TETE.

Exemple 3: L'examen d'un adulte de grande taille avec un résonateur relativement court signifie une exposition partielle du corps plutôt qu'une exposition du corps entier. Dans ce cas, le TAS du corps exposé partiellement doit être limité à un niveau sûr.

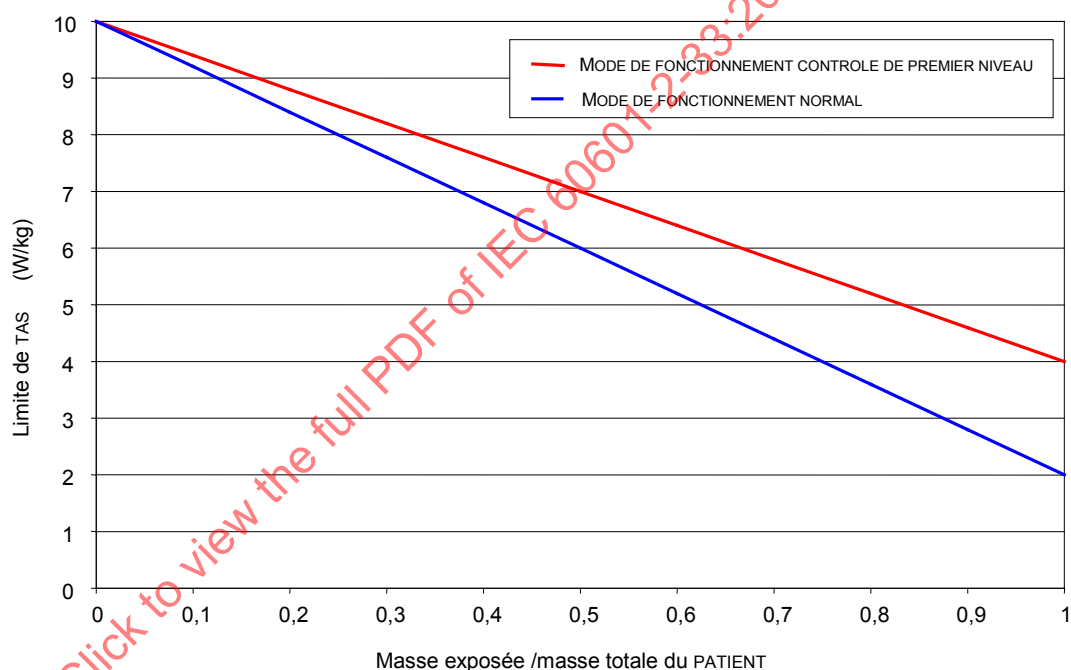
Exemple 4: L'examen d'un adulte avec une BOBINE D'EMISSION RF LOCALISEE exige évidemment la commande du TAS LOCALISE. Cependant, dans le cas d'un jeune enfant et d'une BOBINE D'EMISSION RF LOCALISEE relativement grande, le TAS POUR LE CORPS ENTIER pourrait devenir le chiffre le plus critique.

Les limites du TAS POUR LA TETE, du TAS POUR LE CORPS ENTIER et du TAS LOCALISE ont été justifiées par plusieurs sources de données expérimentales et une modélisation théorique dans le passé. Toutefois, la simplification souhaitée de la commande du TAS, en rapport avec le type de volume des bobines d'émission RF, rend nécessaire l'introduction d'une limite de

TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS, pour ce qui concerne la partie exposée du corps (voir par exemple l'exemple 3). Cette limite a été choisie pour varier avec le rapport:

$$(Masse\ de\ la\ partie\ exposée\ du\ corps) / (masse\ totale\ du\ PATIENT)$$

La considération suivante mène à cette exigence. Si le PATIENT tient complètement à l'intérieur de la BOBINE D'EMISSION RF, la masse exposée est égale à la masse totale du PATIENT et, par conséquent, il convient que la limite en ce qui concerne l'exposition partielle du corps soit identique à la limite du TAS POUR LE CORPS ENTIER. D'un autre côté cependant, la limite peut augmenter avec la longueur décroissante de la bobine. Pour des BOBINES D'EMISSION RF très courtes, la limite du TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS est égale à la limite du TAS LOCALISE. Il semble justifié d'appliquer une dépendance linéaire sur le rapport de masse mentionné ci-dessus pour les rapports supérieurs à 0,3. Pour les rapports inférieurs, théoriquement une augmentation supérieure à l'augmentation linéaire de la limite du TAS peut être justifiée par le fait que le TAS LOCALISE est moyenné sur 10 g de tissu. Pour cette raison les limites de TAS LOCALISE telles que spécifiées dans le Tableau 201.106 pour les bobines d'émission localisées ne s'appliquent pas au TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS, dans la mesure où il s'agit de masses plus importantes. Dans le Tableau 201.105 la valeur de 10 W/kg est donc conservée comme limite supérieure pour le TAS DANS UNE PARTIE DU CORPS. La Figure AA.8 en montre une illustration graphique.



IEC 417/10

NOTE Pour déterminer la distribution de la puissance absorbée RF et pour déterminer la masse de la partie exposée du corps, la forme du PATIENT doit être modélisée sur la base des données des enregistrements du PATIENT (par exemple, par de simples cylindres simulant la tête, le torse et les extrémités). Pour cela, les données statistiques de mesure normale pendant l'enrichissement des sources de données anthropométriques pourraient être exploitées, par exemple celles éditées par le National Center for Health Statistics (NCHS) des Etats-Unis.

Figure AA.8 – Limites du TAS pour la masse exposée d'un PATIENT

Concernant 201.12.4.103.1 – Limites de température

Il existe plusieurs études sur les réponses thermorégulatrices des volontaires aux expositions RF dans les APPAREILS A RM [119, 161]. En général, ces études ont démontré qu'une exposition jusqu'à 30 min, dans des conditions où le TAS POUR LE CORPS ENTIER est inférieur à 4 W/kg, est la cause d'un échauffement interne de moins de 1 °C. Un échauffement maximal de 1 °C est communément acceptable pour les PATIENTS. Selon les lignes directrices de l'ICNIRP, il existe un facteur de sécurité de 10 entre les PATIENTS et les membres du

personnel, qui fournit une protection appropriée pour l'exposition professionnelle RF. Le TAS POUR LE CORPS ENTIER de 4 W/kg entraîne une réponse à l'augmentation de la température corporelle de 1 °C pour une exposition d'1 heure et même sans régulation de la température ni dissipation. L'augmentation maximale de la température de 1 °C est bien acceptée pour les PATIENTS. Il est estimé que la valeur de 0,4 W/kg en résultant entraîne une augmentation de la température de 0,1 °C. Les variations quotidiennes naturelles de la température corporelle dépassent 0,1 °C en ordre de grandeur, et même plus lors d'exercices intensifs. Dans ces conditions, la limite d'exposition en milieu professionnel établie par l'ICNIRP semble trop conservatrice. En pratique, les membres du PERSONNEL RM sont supposés travailler dans des positions dans lesquelles leur tête et leurs bras sont plus proches de l'isocentre que d'autres parties de leur corps. C'est pourquoi le TAS POUR LE CORPS ENTIER du PERSONNEL RM peut être considéré comme bien inférieur à celui du PATIENT.

Il est possible de considérer que lorsque le système est en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU par rapport au PATIENT placé dans la bobine d'émission RF volumique, le TAS POUR LE CORPS ENTIER d'un membre du PERSONNEL RM est plus susceptible de se situer dans une plage définie par le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL. Le champ RF B_1 en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL correspond à environ 70 % du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU. Il peut être considéré de manière assez précise que le champ B_1 d'une bobine d'émission RF tombe en dessous de 70 % lors en se déplaçant du centre de la bobine vers l'extrémité physique de la bobine. Ainsi le TAS POUR LE CORPS ENTIER d'un membre du PERSONNEL RM se situe toujours dans une plage définie par le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL quand le membre du PERSONNEL RM n'a pas d'intersection avec le volume effectif de la bobine d'émission RF (ou « le volume occupé par la bobine RF ») même si le système fonctionne en MODE CONTROLE DE PREMIER NIVEAU. Supposer que le mode de fonctionnement pour les membres du PERSONNEL RM est toujours égal au mode de fonctionnement pour le PATIENT représente clairement une hypothèse conservatrice.

La 3^e édition de l'IEC 60601-1 fixe une limite de température de surface ($T_{\text{limite}} = 43 \text{ °C}$) pour les objets qui peuvent entrer en contact avec le corps humain. Cette limite dépend également du temps de contact et du matériau utilisé, et des limites de température de surface encore supérieures sont possibles pour des durées plus courtes et des matériaux autres que les métaux et liquides.

La 2^e édition de la présente norme a introduit des limites de température localisées spatialement, qui diffèrent pour la tête, le torse et les extrémités, là où aucune température différente n'était autorisée pour les MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU. Les températures plus élevées (sans limites) n'étaient autorisées que pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU. La 3^e édition de la présente norme a modifié les limites de température autorisées dans le but d'aligner un peu plus ces limites de température sur la pratique actuelle et les températures corporelles générales autorisées. En conséquence, la TEMPERATURE INTERNE du corps maximale autorisée est augmentée à 40 °C en MODE CONTROLE DE PREMIER NIVEAU et les températures maximales du tissu localisées sont introduites. Cependant, il est constaté que pour les températures de tissu localisées, aucune méthodologie concrète ni aucun budget d'incertitude n'est investi pour démontrer la conformité aux limites de températures. La conformité aux limites de températures et d'augmentation de la température est obtenue en limitant le TAS.

Toutefois, il serait utile d'identifier des limites pour l'échauffement en surface des circuits électroniques (par exemple une bobine de réception RF). La température de la peau dans des conditions normales (sans balayage) est d'environ 33 °C, mais au cours des EXAMENS PAR RM avec un TAS POUR LE CORPS ENTIER élevé, les vaisseaux sanguins cutanés se dilatent et la température de la peau approche la température interne (environ 37 °C).

En supposant les valeurs suivantes pour les paramètres:

- la TEMPERATURE AMBIANTE T_a est 21 °C (294 K);
- la température de la peau T_s est $T_a + \Delta T$;

- soit le TAS le taux d'absorption spécifique pour le corps entier;
- soit MET le métabolisme de base (= 1,2 W/kg),
- soit m la masse du PATIENT (= 75 kg), et
- soit σ la constante Stefan-Boltzmann ($5,67 \times 10^{-8} \text{ W/(m}^2 \text{ K}^4)$), et
- l'aire A l'aire de la surface du PATIENT (= 1,9 m²).

Les circuits électroniques en essai sont placés sur un fantôme approprié (thermiquement isolé) et un protocole de balayage de 20 min est utilisé au TAS POUR LE CORPS ENTIER clinique le plus élevé pour l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE.

Alors, l'élévation de la température de surface des circuits électroniques pourrait être limitée à:

$$12,9 \text{ °C} - 6,9 \frac{\text{°C}}{\text{W/kg}} \text{ SAR} \quad \text{ou} \quad 4 \text{ °C} \quad (\text{la valeur la plus élevée étant retenue}).$$

Concernant 201.12.4.103.2 – Limites du TAS

Dans la deuxième édition de la présente norme, toutes les limites de TAS étaient proposées dans un tableau. Dans le texte de l'article concernant le contrôle du TAS, on expliquait que pour les bobines d'émission de RF volumique, il suffisait de contrôler le TAS uniquement pour le corps entier, le TAS pour le corps partiel ou le TAS pour la tête, alors que le TAS localisé doit être contrôlé pour les bobines de transmission de RF localisées. Dans la troisième édition de la norme, le tableau est partagé en Tableaux 201.105 et 201.106 par souci de clarté. Les conditions de contrôle restent inchangées.

De plus, concernant le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU pour les valeurs de TAS localisé, une valeur plus importante est introduite dans la troisième édition, par rapport à la deuxième édition de la norme. La justification de cette valeur plus élevée, se trouve dans les ouvrages de référence, moyennant quoi via des simulations, on calcule la valeur de TAS localisé, par rapport au balayage avec une bobine d'émission de RF volumique. De nombreuses publications, voir [157, 158, 159, 163, 164], ont indiqué que les valeurs de TAS localisé peuvent vraiment être un facteur d'environ 10 à 15 supérieur que le TAS pour le corps entier. Déjà à 1,5 T, les simulations de champ électromagnétique (EM) pour le corps entier indiquent une non uniformité de champ B_1 et des pointes locales de température du TAS localisé qui peuvent dépasser les directives publiées même si le TAS pour le corps entier est dans ces limites. En prenant ces publications en considération, mais en conservant une approche classique parce qu'il faut une recherche plus claire, la valeur maximale pour le TAS localisé est doublée dans le Tableau 201.106.

Concernant 201.12.4.104 – Protection contre l'exposition aux champs magnétiques statiques

Les justifications pour le choix de 3 T comme limite pour le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et de 4,8 T comme limite pour le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU sont décrites dans les alinéas concernant paragraphe 201.7.9.2.101 h) de la présente annexe.

Concernant 201.12.4.105.3.3 – Détermination du champ parasite B_1 tel que requis pour les rapports en 201.7.9.3.101 b).

Le TAS pour un PATIENT placé dans la bobine d'émission RF est contrôlé par le système. À la fois le TAS du PATIENT et le champ magnétique RF correspondant B_1 dans l'isocentre de la bobine d'émission RF sont connus. Le TAS attendu pour les membres du PERSONNEL RM en d'autres points que l'isocentre de la bobine d'émission RF est évalué comme rapport de B_1^2 à la position concernée (c'est-à-dire $B_1^2(z)$) et B_1^2 à l'isocentre de la bobine (c'est-à-dire $B_1^2(0)$).

Ce rapport fournit une estimation du cas le plus défavorable pour le TAS d'un membre du PERSONNEL RM à la position concernée.

$$TAS_{\text{personnel}} \leq TAS_{\text{patient}} * (B_1^2(z) / B_1^2(0))$$

La puissance RF est réduite de 50 %, quand $B_1(z)$ a perdu 3 dB (c'est-à-dire approximativement 70 %). Pour une bobine de cage d'oiseaux elle est généralement proche de l'extrémité physique de la bobine.

Étant donné que les membres du PERSONNEL RM sont supposés travailler dans des positions dans lesquelles leur tête et leurs bras sont plus proches de l'isocentre que d'autres parties de leur corps, leur TAS pour les bras et en particulier pour la tête est plus important que leur TAS POUR LE CORPS ENTIER. Le TAS POUR LE CORPS ENTIER du PERSONNEL RM peut être considéré comme bien inférieur à celui du PATIENT.

Concernant 201.12.4.106.4 – Mise en œuvre et démonstration de la conformité pour B_{1+} CRÊTE

Cette justification décrit un exemple de méthode de détermination de B_{1+} CRÊTE et de B_{1+} EFF:

En général, B_1 et B_{1+} présentent une variation spatiale interne au sujet. Dans ce contexte, la valeur B_{1+} est déterminée comme une valeur spatialement moyennée.

La valeur B_{1+} est déterminée par un mesurage RM de l'angle d'inclinaison Θ de la magnétisation. Pour une impulsion rectangulaire de durée τ , la relation suivante s'établit entre B_{1+} et l'angle d'inclinaison Θ :

$$B_{1+} = \frac{\Theta}{\gamma \cdot \tau} \quad \gamma \text{ désignant la constante gyromagnétique nucléaire.}$$

B_{1+} est proportionnelle à la tension d'émission RF appliquée à la bobine d'émission. Soit $B_{1+\text{Ref}}$ le champ B_{1+} auquel le SYSTÈME À RM ajuste la tension d'émission RF (U_{Ref}) par rapport à la charge individuelle de la bobine Tx générée par le sujet.

La tension de référence U_{Ref} est définie ici comme la tension exigée pour générer une amplitude de référence spécifiée $B_{1+\text{Ref}}$ de 11,74 μT . Ce champ $B_{1+\text{ref}}$ spécifique, lorsqu'il est appliqué comme impulsion rectangulaire d'une durée de 1 ms, produit un angle de basculement de 180°.

Étant donné que B_{1+} varie de façon linéaire avec la tension d'émission, le calcul de l'amplitude réelle de B_{1+} – donnée au temps t – est effectué en conséquence:

$$B_{1+}(t) = B_{1+\text{Ref}} \cdot \frac{U(t)}{U_{\text{Ref}}}$$

Ainsi, l'amplitude de crête de B_{1+} ($B_{1+\text{CRÊTE}}$) est donnée par

$$B_{1+\text{CRETE}} = B_{1+\text{Ref}} \cdot \frac{U_{\text{Crête}}}{U_{\text{Ref}}}$$

En appliquant la définition de $B_{1+\text{EFF}}$,

$$B_{1+EFF} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}}$$

la valeur de B_{1+EFF} peut être déterminée en évaluant la durée de la tension d'émission:

$$B_{1+EFF} = \frac{B_{1+Ref}}{U_{Ref}} \cdot \sqrt{\frac{1}{t_x} \cdot \int_0^{t_x} (U(t))^2 dt}$$

le contrôle de B_{1+} engendre normalement le contrôle de $U(t)$ et $U_{CRÊTE}$.

Pour l'évaluation du risque associé aux implants, il est tout particulièrement intéressant de connaître la valeur locale du vecteur B_1 total. Toutefois, dans la pratique clinique quotidienne, le champ B_{1+} à l'intérieur du corps du sujet peut être déterminé uniquement par une expérience par RM, comme décrit ci-dessus par exemple. Dans la mesure où seule la composante B_{1+} du vecteur B_1 total présente un intérêt à des fins d'imagerie par RM, la grande majorité des analyseurs à RM dans le champ sont conçus pour déterminer uniquement la composante B_{1+} du vecteur B_1 . Par ailleurs, pour des raisons de qualité générale des images, la composante B_{1+} est moyennée sur un volume d'ajustement plus grand, qui est généralement représenté par la plaque centrale axiale qui génère le signal de RM. Noter que la valeur B_{1+} étalonnée peut ne pas correspondre exactement à la valeur B_{1+} cible.

Ceci pose la question de déterminer le niveau auquel la valeur locale du vecteur B_1 total peut différer de la valeur B_{1+} moyenne mentionnée. Le corps entier du sujet exposé doit notamment être pris en considération.

Des modèles de voxel anatomique réalistes placés en diverses positions à l'intérieur de résonateurs pour le corps entier typiques ont fait l'objet de simulations récentes, comme ils sont utilisés dans les analyseurs à RM cliniques. Il a été démontré que la valeur locale du vecteur B_1 total peut dépasser la valeur moyenne jusqu'à un ordre de grandeur (valide pour les systèmes de 1,5 T et avec des RADIOFRÉQUENCES À POLARISATION CIRCULAIRE). Le même facteur est valide par rapport à l'écart quadratique moyen du vecteur B_1 local.

En présence d'un implant à l'intérieur du corps, cette amélioration du vecteur B_1 local peut même être plus importante. Le fabricant de l'implant est tenu de prendre en compte la conversion appropriée entre B_{1+} et B_1 .

Concernant 201.17 – Compatibilité électromagnétique des APPAREILS et des SYSTEMES EM et concernant 202 – Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais

A l'intérieur de la ZONE A ACCES CONTRÔLÉ, le SYSTÈME À RÉSONANCE MAGNÉTIQUE ne sera en général pas conforme aux exigences actuelles relatives aux émissions à haute fréquence. Ces exigences sont principalement destinées à protéger les communications radio et sont indiquées dans les Normes internationales telles que le CISPR 11. Les limites admissibles pour les émissions à haute fréquence se situent dans la gamme comprise entre 30 dBµV/m et 50 dBµV/m. Il est proposé, dans les normes à venir, que les niveaux d'émission des APPAREILS À RÉSONANCE MAGNÉTIQUE, à TOMODENSITOMÉTRIE et des gros APPAREILS À RAYONNEMENTS X soient mesurés aux limites du local ou du bâtiment.

Des normes IEC relatives à la CEM, traitant de l'immunité des appareils médicaux aux champs haute fréquence, sont en préparation. Il est prévu que l'immunité sera requise pour les cas généraux relatifs aux champs dont l'intensité peut aller jusqu'à 1 V/m ou 3 V/m et pour les cas particuliers, tels que les appareils de réanimation et de maintien des fonctions vitales

ainsi que pour certains appareils de surveillance du PATIENT, pour lesquels l'intensité des champs peut aller jusqu'à 10 V/m ou 100 V/m.

En fait, à l'intérieur de la ZONE A ACCES CONTROLE qui entoure l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, les intensités du champ à haute fréquence peuvent facilement dépasser ces limites et peuvent avoir des valeurs supérieures à 100 V/m. Il est clair que le fonctionnement de l'appareil périphérique utilisé dans la ZONE A ACCES CONTROLE peut être altéré par un tel champ.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

Bibliographie

- [1] SHELLOCK, FG. and KANAL, E. *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety, and Patient Management*. New York: Lippincott Raven Press, 1996.
- [2] SHELLOCK, FG. *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2000*. New York: Lippincott, Williams and Wilkins, 2000.
- [3] Occupational Health and Safety Administration, USA. *Occupational noise exposure. Occupational health and safety standards*, 1970, Part 1910.95, 29 CFR, Ch XVII.
- [4] European Community. Council directive 2003/10/EC on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (noise)
- [5] KRYTER, KD. Interruption in days or years of exposure. In *The effects of noise on man*. 2nd edition. Acad. Press, 1985, p.274-275, ISBN 0-12-427460-9.
- [6] MC JURY, M. and SHELLOCK, FG. Auditory noise associated with MRI procedures: a review. *J Mag Res Im*, 2000, 12:37-45.
- [7] COUNTER, S. A., OLOFSSON, A., GRAHN, H., BORG, E. MRI acoustic noise: sound pressure and frequency analysis. *J Mag Res Im*, 1997, 7:606-611.
- [8] FOSTER, JR., HALL, DA., SUMMERFIELD, AQ., BOWTELI, R. W. Sound level measurements and calculation of safe noise dosage at 3 T. *J Mag Res Im*, 2000, 12:157-164.
- [9] BRUMMET, RE., TALBOTT, JM., CHARUHAS, P. Potential hearing loss resulting from MR imaging. *Radiology*, 1988, 169:539-540.
- [10] MANGHAM, CA. The effect of drugs and systemic disease on the acoustic reflex. In SILMAN, S., ed. *The acoustic reflex, basic principles and clinical applications*. Acad. Press 1984, p.441-464, ISBN 0-12-64350-6.
- [11] BARBARO, V, BARTOLINI, P., TARRICONE, L.. Evaluation of static magnetic field levels interfering with pacemakers. *Physica Medica*, VII, 1991, p.73-76.
- [12] EN 45502-2-1:2003, *Safety of Implantable Cardiac Pacemakers*
- [13] ATHEY, TW. Current FDA guidance for MR patient exposure and considerations for the Future. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.242-257.
- [14] FDA, 1988, (August 2), *Guidance for content and review of a magnetic resonance diagnostic device 510(k) application: safety parameter action levels*, Center for Devices and Radiological Health Report (Rockville, Maryland).
- [15] STRATTON, JA. *Electromagnetic Theory*. New York: MacGraw Hill, 1941, p.153 156.
- [16] KANAL, E. An overview of electromagnetic safety considerations associated with magnetic resonance imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.204-224.
- [17] UENO, S. and IWASAKA, M. Properties of diamagnetic fluid in high gradient magnetic fields. *J. Appl. Phys.*, 1994, 75, p.7177-7179.
- [18] UENO, S. and IWASAKA, M. Parting of water by magnetic fields. *IEEE Trans. Magn.*, 1994, 30, p.44698-4700.
- [19] ICHIOKA, S., MINEGISHI, M., IWASAKA, M., SHIBATA, M., NAKATSUKA, T., HARII, K., KAMIYA, A., and UENO S. High-intensity static magnetic fields modulate skin microcirculation and temperature in vivo. *Bioelectromagnetics*, 2000, 21, p.183-188.
- [20] HALLIDAY, D. and RESNICK, R. *Physics*. New York: John Wiley, 1966, p.873.
- [21] WIKWSO, JP. Jr. and BARACH, JP. An Estimate of the Steady Magnetic Field Strength Required to Influence Nerve Conduction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, 27, p.722.
- [22] KOLIN, A. Improved apparatus and technique for electromagnetic determination of blood flow. *Rev. Sci. Instrum.* 1952, 23, p.235-240.
- [23] BEISCHER, DE., and KNEPTON, JC. Jr. Influence of strong magnetic fields on the electrocardiogram of squirrel monkeys, (*Saimiri Sciureus*). *Aerospace Med.*, 1964, 35, p.939.

- [24] SCHENCK, JF. Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-Tesla magnetic fields during MRI. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.285-301.
- [25] ~~COLEMAN, MP. and BERAL V. A Review of epidemiological studies of health effects of living near or working with electricity generation and transmission equipment. *Int. J. Epidemiol.*, 1988, 17, p.1-13. Supprimé~~
- [26] ~~DENNIS, JA., MUIRHEAD, CR. and ENNIS, JR. Epidemiological studies of exposure to electromagnetic fields, II: cancer. *J. Radiol. Prot.*, 1991, 11, p.13-25. Supprimé~~
- [27] ~~KNAVE, GG. and TORNQUIST, SG. Epidemiological studies on effects of exposure to ELF electromagnetic fields. A review of Biological Effects of Static and ELF Magnetic Fields. Ed. JH. Bernhardt. Munich: mmV Medizin, 1986, p.143-153. Supprimé~~
- [28] ~~SAVITZ, DA., WACHTEL, H., BARNES, FA., JOHN, EM. and TORDIK, JG. Case control study of childhood cancer and exposure to 60 Hz magnetic fields. *Am. J. Epidemiol.*, 1988, 128, p.21-38. Supprimé~~
- [29] ~~TOMENIUS, L., HALLSTROM, L. and ENANDER, B. Electrical constructions and 50 Hz magnetic fields at the dwellings of tumor cases (0-18 years of age) in the country of Stockholm. Proc. Int. Symp. Occup. Health and Safety in Mining and Tunneling, 1982. Supprimé~~
- [30] ~~WERTHEIMER, N. and LEEPER, E. Electrical wiring configuration and childhood cancer. *Am. J. Epidemiol.* 1979, 109, p.273-284. Supprime~~
- [31] ~~WERTHEIMER, N. and LEEPER, E. Adult cancer related to electrical wires near the home. *Int. J. Epidemiol.* 1982, 11, p.345-355. Supprime~~
- [32] ~~CALLE, EE. and SAVITZ, DA. "Leukemia in occupational groups with presumed exposure to electrical and magnetic fields. *New England J. Med.*, 1985, 313, p.1476-1477. Supprimé~~
- [33] ~~COLEMAN, M., BELL J., and SKEET R. Leukaemia incidence in electrical workers. *Lancet*, 1981, 1, p.982-983. Supprimé~~
- [34] ~~LIN, R.S. et al. Occupational exposure to electromagnetic fields and the occurrence of brain tumors: an analysis of possible association. *J. Occup. Med.* 1985, 27, p.413-419. Supprimé~~
- [35] ~~MCDOWALL, ME. Leukemia mortality in electrical workers in England and Wales. *Lancet*, 1983, 1, p.246. Supprimé~~
- [36] ~~MILHAM, S. Jr. Mortality from leukemia in workers exposed to electrical and magnetic fields. *New Engl. J. Med.* 1982, 307, p.249. Supprimé~~
- [37] ~~BERNHARDT, JH. Non-ionizing radiation safety: radio frequency radiation, electric and magnetic fields. *Phys. Med. Biol.*, 1992, 4, p.807-844. Supprimé~~
- [38] LYLE, BL, et al. Modulation of Calcium Uptake by concanavalin A and ouabain in normal and leukemic T-lymphocytes exposed to magnetic fields under calcium cyclotron resonance conditions. *Abstracts of the Twelfth Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, San Antonio, TX, 1990, p.51.
- [39] HABERDITZL, W. Enzyme activity in high magnetic fields. *Nature*, 1967, 213, p. 72-73.
- [40] MANSFIELD, P. and MORRIS, PG. NMR Imaging in Biomedicine. In WAUGH, JS., ed. *Advances in Magnetic Resonance*, Suppl. 2. New York: Academic Press, 1982.
- [41] MCLAUCHLAN, KA. The effects of magnetic fields on chemical reactions. *Sci Prog*, 1981, 67, 509-529.
- [42] WAUGH, J. Biomagnetic effects, In WAUGH, JS, ed. *Advances in Magnetic Resonance*, Suppl. 2. New York: Academic Press, 1982.
- [43] PERSSON, BRR. and STAHLBERG, F. Potential health hazards and safety aspects of clinical NMR examinations. In BERTIL, BRR, ed. *Seminars on Biomedical Applications of Nuclear Magnetic Resonance*. Lund, Sweden: Radiation Physics Dept., Lasarettet.
- [44] SAUNDERS, RD. and SMITH, H. Safety aspects of NMR clinical imaging. *British Medical Bulletin*, 1984, 40(2), p.148-154.

- [45] SHELLOCK, FG. Biological effects and safety aspects of magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance Quarterly*, 1989, 5(4), p.243-261.
- [46] TENFORDE, TS., and BUDINGER, TF. Biological effects and physical safety aspects of NMR imaging and in-vivo spectroscopy. In THOMAS, SR. and DIXON, RL., eds. *NMR in Medicine: Instrumentation and Clinical Applications*, Medical Monograph No.14, New York: Amer. Assoc. Phys. Med., 1986, p.493-548.
- [47] SHELLOCK, FG., SCHAEFER, DJ, and GORDON CJ. Effect of a 1,5 T static magnetic field on body temperature of DJ man. *Magn. Reson. Med.*, 1986, 3, p.644-647.
- [48] SPERBER, D., OLDENBOURG, R. and DRANSFIELD, DK. Magnetic field induced temperature change in mice. *Naturwissenschaften*, 1984, 71, p.101.
- [49] UENO, S. Embryonic development of xenopus laevis under static magnetic fields up to 6,34 T. *J. Appl. Phys.*, 1990, 67, p.5841-5843.
- [50] GAFFEY, CT. and TENFORDE, TS. Bioelectric properties of frog sciatic nerves during exposure to stationary magnetic fields. *Radiat. Environ. Biophys.*, 1983, 22, p.61-73.
- [51] HONG, CZ. AND SHELLOCK, FG. Short-term exposure to a 1,5 Tesla static magnetic field does not affect somato-sensory-evoked potentials in man. *Magnetic Resonance Imaging*, 1990, 8, p.65-69.
- [52] HONG, CZ., HARMON, D., and YU, J. Static magnetic field influence on rat tail nerve function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1986, 67, p.746-749.
- [53] ATKINS, PW. Magnetic field effects. *Chem Brit*, 1976, 12, p.214 218.
- [54] COOK, ES., FARDON, JC. and NUTINI, LG. Effects of magnetic fields on cellular respiration. In BARNOTHY, M.F., ed. *Biological Effects of Magnetic Fields*, Vol. 2. New York: Plenum Press, 1969, p.67 78.
- [55] FARDON, JC., POYDOK, SME. and BASULTO, G. Effect of magnetic fields on the respiration of malignant, embryonic, and adult tissue. *Nature*, 1966, 211, p.433.
- [56] BARNOTHY, MF. Hematological changes in mice. In Barnothy, MF., ed. *Biological Effects of Magnetic Fields*, Vol. 1. New York: Plenum Press, 1964, p.109 126.
- [57] EISELEIN, JE., BOUTELL, HM. and BIGGS, MW. Biological effects of magnetic fields negative results. *Aerospace Med*, 1961, 32, p.383 386.
- [58] BATTOCLETI, JH., SALLES CUNHA, S., HALBACH, RE. et al. Exposure of Rhesus Monkeys to 20,000 G Steady Magnetic Field: Effect on Blood Parameters. *Med Phys*, 1981, 8, p.115 118.
- [59] BEISCHER, DE. Human tolerance to magnetic fields. *Astronautics* 1962, 7, p. 24.
- [60] BUDINGER, TF., BRISTOL, KS., YEN, CK. et al. Biological effects of static magnetic fields. Abstracts, Third Annual meeting, Society of Magnetic Resonance in Medicine, New York, 1984, p.113.
- [61] KANAL, E., SHELLOCK, FG. and SAVITZ, DA. Survey of reproductive health among female MR OPERATORS. Abstract presented at the Seventy-seventh Annual Meeting of the Radiological Society of North America, 1991.
- [62] VYALOV, A.M. Magnetic fields as a factor in the industrial environment. *Vestn Akad Med Nauk SSSR*, 1967, 8, p.72 79.
- [63] VYALOV, A.M. Clinico hygienic and experimental data on the effects of magnetic fields under industrial conditions. In KHOLODOV, Yu. A., ed. *Influence of Magnetic Fields on Biological Objects*, Joint Publ Res Service Rep No. 63038. Springfield, VA: National Technical Information Service, 1974, p.163-174.
- [64] KAY, HH., HERFKENS, RJ., and KAY, BK. Effect of magnetic resonance imaging on Xenopus laevis embryogenesis. *Magn Reson Imaging*, 1988, 6, p.501-506.
- [65] MCROBBIE D., FOSTER MA. Pulsed magnetic field exposure during pregnancy and implications for NMR foetal imaging: a study with mice. *Magn Reson Imaging*, 1985, 3, p.231-234.
- [66] PRASAD, N., WRIGHT, DA., FORD, JJ., THORNBLY, JI. Safety of 4-T MR imaging: study of effects on developing frog embryos. *Radiology*, 1990 Jan., 174(1), p.251-253.

- [67] SCHENCK, JF., DUMOULIN, CL., REDINGTON, RW., KRESSEL, HY., ELLIOTT, RT., MCDOUGALL, IL. Human exposure to 4,0-Tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys*, 1992 July, 19(4), p.1089-1098.
- [68] RAYLMAN, RR., CLAVO, AC., WAHL, RL. Exposure to strong static magnetic field slows the growth of human cancer cells in vitro. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(5), p.358-363.
- [69] KROEKER, G., PARKINSON, D., VRIEND, J., PEELING, J. Neurochemical effects of static magnetic field exposure. *Surg Neurol*, 1996 Jan., 45(1), p.62-66.
- [70] NARRA, VR., HOWELL, RW., GODDU, SM., RAO, DV. Effects of a 1,5-Tesla static magnetic field on spermatogenesis and embryogenesis in mice. *Invest Radiol*, 1996 Sep, 31(9), p.586-590.
- [71] JEHEINSON, P., DUBOC, D., LAVERGNE, T., GUIZE, L., GUERIN, F., DEGEORGES, M., SYROTA, A. Change in human cardiac rhythm induced by a 2-T static magnetic field. *Radiology*, 1988 Jan., 166(1 Pt 1), p.227-230.
- [72] KINOUCI, Y., YAMAGUCHI, H., TENFORDE, TS. Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(1), p.21-32.
- [73] U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health. *Guidance for Magnetic Resonance Diagnostic Devices – Criteria for Significant Risk Investigations*. 1997.
- [74] ~~National Radiological Protection Board (UK). *Guidance as to Restrictions on Exposures to Static (DC) Electric and Magnetic Fields*. Documents of the NRPB: Vol 15, No 2, 2004. Supprimé~~
- [75] ~~American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH). *Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents*. 1993-1994. Supprimé~~
- [76] ~~MILLER, G. *Exposure Guidelines for Magnetic Fields*. *Am Ind Hyg Assoc Jour*, 1987, 48, p.957-968. Supprimé~~
- [77] ~~Australian Radiation Laboratory. *Safety Guidelines for Magnetic Resonance Diagnostic Facilities*. 1991. Supprimé~~
- [78] ~~International Commission on Non-ionizing Radiation Protection (ICNIRP). *Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields*. *Health Physics*, 1994, 66(1), p.100-106. Supprimé~~
- [79] ~~KELTNER, JR., ROOS, MS., BRAKEMAN, PR. and BUDINGER, TF. *Magnetohydrodynamics of Blood Flow*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1990, 16, p.139-149. Supprimé~~
- [80] GANONG, WF. *Review of Medical Physiology*, 6th Edition. Los Altos, CA: Lange Medical Publ, 1973.
- [81] REILLY, JP. *Cardiac sensitivity to electrical stimulation*. U.S. Food and Drug Administration Report MT 89-101, 1989.
- [82] SCHENCK, JF. Safety of Strong, Static Magnetic Fields. *J of Magn. Res. Imaging*, 2000, 12, 2-19.
- [83] National Electrical Manufacturers Association, MR Section. Accessory equipment considerations with respect to magnetic resonance imaging compatibility. *J of Magn. Res. Imaging*, 1998.
- [84] BERNHARDT, JH. The establishment of frequency dependent limits for electric and magnetic fields and evaluation of indirect effects. *Radiat. Environ. Biophys*, 1988, 27, p.1-27.
- [85] REILLY, JP. Peripheral nerve and cardiac excitation by time-varying magnetic fields: A comparison of thresholds. *NY Acad. of Sci.*, 1992, 649, p.96-117.
- [86] LAPICQUE, L.. Definition experimental de l'excitation. *Comptes Rendues Acad. Sci.*, 1909, 67, p.280-285.
- [87] IRNICH W., SCHMITT F. Magnetostimulation in MRI. *Mag. Res. Med.*, 1995, 33, p.619-623

- [88] SCHAEFER, D.J. Safety Aspects of Radio Frequency Power Deposition. In *Magnetic Resonance*. E. Kanal, ed. MRI Clinics of North America, 1998, 6(4), p.775-789.
- [89] HAM, CGL, ENGELS, JML., VAN DE WIEL, GT., MACHIELSEN, A. Peripheral nerve stimulation during MRI: effects of high gradient amplitudes and switching rates. *J. Mag. Res. Imaging*, 1997, 5, p.933-937.
- [90] BOURLAND, JD., NYENHUIS, JA. and SCHAEFER, DJ. Physiologic Effects of Intense MRI Gradient Fields. *Neuroimaging Clinics of North America*, 1999, 9(2), p.363-377.
- [91] HEBRANK, FX. and GEBHARDT M. SAFE Model – a new method for predicting peripheral nerve stimulations in MRI. *Soc. Mag. Res. Im.* Proceedings 2000 conference, 2000, p.2007.
- [92] BOTWELL, R. and BOWLEY, L.M. Analytic calculations of the E-Fields Induced by Time-Varying Magnetic Fields Generated by Cylindrical Gradient Coils. *Mag. Res. Med.*, 2000, 44, p.782-790.
- [93] HARVEY, P.R. and MANSFIELD, P. Avoiding Peripheral Nerve Stimulation: Gradient Waveform Criteria For Optimum Resolution in EPI. *Mag. Res. Med.*, 1994, 32, p.236-241.
- [94] MANSFIELD, P. and HARVEY, PR. Limits to Neural Stimulation in EPI. *Mag. Res. Med.*, 1993, 29, p.746-758.
- [95] FRESE, G., HEBRANK, FX., RENZ, W., STORCH, T. Physikalische Parameter bei der Anwendung der MRT. *Radiologe*, 1998, 38, p.750-758.
- [96] BUDINGER, TF., FISCHER, H., HENTSCHEL, D., REINFELDER, HE., SCHMITT, F. Physiological effects of fast oscillating magnetic field gradients. *Jour. Comp. Ass.Tech*, 1991, 15, p.909-914.
- [97] DEN BOER, JA., BAKKER, R., HAM, CGL, SMINK, J. Generalization to complex stimulus shape of the nerve stimulation threshold based on existing knowledge of its relation to stimulus duration for rectangular stimuli. *Proceedings ISMRM*, 1999, p.108.
- [98] SAUNDERS, RD., SIENKIEWICZ, ZJ. and KOWALCZUK, CI. Biological effects of electromagnetic fields and radiation. *J. Radiol. Prot.*, 1991, 11, p.27-42.
- [99] BOTTOMLEY, PA. and ANDREW, ER. RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: Implications for NMR imaging. *Phys. Med. Biol.*, 1978, 23, p.630-643.
- [100] SCHENCK, JF. and HUSSAIN, MA. *Power deposition during magnetic resonance. The effects of local inhomogeneities and field exclusion*. General Electric Corporate Research and development Labs. NMR Project Memo No. 84-199, Oct 17, 1984.
- [101] GANDHI, OP. and CHEN, JY. Absorption and Distribution Patterns of RF Fields. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.131-143.
- [102] GRANDOLFO, M., POLICHETTI, A., VECCHIA, P. and GANDHI, OP. Spatial Distribution of RF Power in Critical Organs during Magnetic resonance Imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.176-187.
- [103] GABRIEL, C. *Localised SAR in people undergoing NMR imaging*. A report prepared for the National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxon, UK. by University Microwave, London, 1989.
- [104] GRANDOLFO, M., VECCHIA, P., GANDHI, OP. Magnetic resonance imaging: Calculation of rates of energy absorption by a human-torso model. *Bioelectromagnetics*, 1990, 11, p.117-128.
- [105] ROWELL, LB. Cardiovascular aspects of human thermoregulation. *Circ. Res.*, 1983, 52, p.367.
- [106] International Radiation Protection Association (IRPA)/ International Non-Ionizing Radiation Committee (INRC). Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. *Health Physics*, 1991, 61, p.923-928.
- [107] KENNEY, WL. Physiological correlates of heat intolerance. *Sports Med.*, 1985, 2, p.279-286.

- [108] MINARD, D. Pre-employment and periodic medical examinations for workers on hot jobs. In DUKES-DUBOS, FN and HENSCHER, A., eds., *Proceedings of a NIOSH Workshop on Recommended Heat Stress Standards*. Cincinnati, Ohio: U S Department of Health and Human Services, DHSS (NIOSH) 81-108, 1980, p.61-70.
- [109] SMITH, DA., CLARREN, SK., HARVEY, MAS. Hyperthermia as a possible teratogenic agent. *Pediatrics*, 1978, 92, p.878-883.
- [110] PLEET, H., GRAHAM JM. and SMITH, DW. Central nervous system and facial defects associated with maternal hyperthermia at four to 14 weeks' gestation. *Pediatrics*, 1981, 67, p.785-789.
- [111] ADAIR, ER., and BERGLUND, LG. On the thermoregulatory consequences of NMR imaging. *Magn. Reson. Imaging*, 1986, 4, p.321-333.
- [112] SCHAEFER, DJ., BARBER, BJ., GORDON, CJ., ZIELONKA, J., and HECKER, J. Thermal effects of magnetic resonance imaging (MRI). In *Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine*. Volume 2. Berkeley, California: Society of Magnetic Resonance in Medicine, 1985, p.925-926.
- [113] KIDO, DK., MORRIS, TW., ERICKSON, JL., PLEWES, dB., and SIMON, JH. Physiologic changes during high field strength MR imaging. *Am J Neuroradiol*, 1987, 8, p.263-266.
- [114] ABART, J., BRINKER, G., IRLBACHER, W., GREBMEIER, J. Temperature and heart rate changes in MRI at SAR levels of up to 3 W/kg. Abstract, *Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 1989 August, p.998.
- [115] SHELLOCK, FG., SCHAEFER, DJ., CRUES, JV. Alterations in body and skin temperatures caused by magnetic resonance imaging: is the recommended exposure for radio frequency radiation too conservative? *Brit. J. Radiol.*, 1989, 62, p.902-909.
- [116] SCHAEFER, DJ., Dosimetry and effects of MR exposure to RF and switched magnetic fields. In MAGIN, RI., LIBURDY, RP. and PERSSON, B., eds. *Biological Effects and Safety Aspects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. The New York Academy of Sciences, 1991, 649, p.225-236.
- [117] NIOSH, 1986. *Occupational exposure to hot environments*. Revised criteria, 1986. National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept. of Health and Human Services, DHHS (NIOSH), p.86-113.
- [118] ADAIR, ER., and BERGLUND, LG., Thermoregulatory consequences of cardiovascular impairment during NMR imaging in warm/humid environments. *Magn. Reson. Imag.* 1989, 7, p.25-37.
- [119] ADAIR, ER. and BERGLUND LG. Predicted thermophysiological responses of humans to MRI fields. In MAGIN, RI., LIBURDY, RP., and PERSSON, B., eds. *Biological Effects and Safety Aspects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. Annals of the New York Academy of Sciences, 1992, 649, p.188-200.
- [120] CZERSKI, P. and ATHEY, TW. *Safety of magnetic resonance in vivo diagnostic examinations: Theoretical and clinical considerations*. Rockville, Maryland: Centre for Devices and Radiological Health, 1987.
- [121] ATHEY, TW. A model of the temperature rise in the head due to magnetic resonance imaging procedures. *Magn. Reson. Med.*, 1989, 9, p.177-184.
- [122] BARBER, BJ., SCHAEFER, DJ., GORDON, CJ., ZAWIEJA, DC. and HECKER, J. Thermal effects of MR imaging: worst-case studies on sheep. *American Journal of Roentgenology*, 1990, 155, p.1105-1110.
- [123] SCOTT, JA. A finite element model of heat transport in the human eye. *Phys. Med. Biol.*, 1988, 33, p.227-241.
- [124] BOTTOMLEY, PA., and EDELSTEIN, WA. Power deposition in whole-body NMR imaging. *Med. Phys.*, 1981, 8, p.510-512.
- [125] SHELLOCK, FG. and KANAL, E. *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety and Patient Management*. New York: Lippincot Raven Press, 1996.
- [126] SCHAEFER, DJ. Safety Aspects of Radio Frequency Power Deposition. In *Magnetic Resonance*. E. Kanal, ed. MRI Clinics of North America, 1998, 6(4), p.775-789.

- [127] SHELLOCK, F.G., *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2000*. New York: Lippincott Williams and Wilkins, 2000.
- [128] SCHAEFER, D.J. and BOURLAND, J.D. Review of Patient Safety in Time-Varying Gradient Fields. *J of Magn. Res. Imaging*, 2000, 12(1), p.20-29.
- [129] SHELLOCK, F.G., ed. *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*. CRC Press, 2001.
- [130] ~~European Directive on EMF exposure for workers, 2004/40/EC, <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2004:159:0001:0026:EN:PDF>~~
Directive 2013/35/UE concernant les prescriptions minimales de sécurité et de santé relatives à l'exposition des travailleurs aux risques dus aux agents physiques (champs électromagnétiques)
<http://eurlex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2013:179:0001:0021:EN:PDF>.
- [131] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, April 1998, Volume 74, Number 4, pp 494–522.
- [132] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). Medical magnetic resonance (MR) procedures: protection of patients. *Health Physics*, August 2004, Volume 87, Number 2, pp 197-216.
- [133] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), *Use of the ICNIRP EMF guidelines*. (March 31, 1999), <http://www.icnirp.de/documents/Use.htm>. p.2.
- [134] American Conference of Government and Industrial Hygienists, *Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents and Biological Exposure Indices*, 1994, p. 89.
- [135] LEHNINGER, A.L., *Biochemistry*, 1970, Worth, New York, pp 40-41.
- [136] SCHAEFER, D.J. Safety Aspects of Switched Gradient Fields. *MRI Clinics of North America*, vol. 6, No. 4, November, 1998, p. 743.
- [137] U.S. Nuclear Regulatory Commission, 10 CFR 20 subpart C, at <http://www.nrc.gov/reading-rm/doc-collections/cfr/part020/>.
- [138] J.A. NYENHUIS, J.D. BOURLAND, A.V. KILDISHEV and D.J. SCHAEFER, "Health Effects and Safety of Intense MRI Gradient Fields", in *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*, edited by F.G. Shellock, CRC Press, 2001, pages 31-54.
- [139] J.A. DEN BOER, J.D. BOURLAND, J.A. NYENHUIS, C.L.G. HAM, J.M.L. ENGELS, F.X. HEBRANK, G. FRESE, and D.J. SCHAEFER, Comparison of the Threshold for Peripheral Nerve Stimulation during Gradient Switching in Whole Body MR SYSTEMS, *J. Magn. Reson. Imaging*, Vol. 15, pp. 520-525, 2002.
- [140] J.M. DENEGRE, JR. J. M. VALLES, K. LIN, W. B. JORDAN, K. L. MOWRY, Cleavage planes in frog eggs are altered by strong magnetic fields. *Proc Natl Acad Sci*, 95, 14729-32 1998
- [141] WU, D. SHAMSI, S. CHEN, J. KAINZ, W. et al. Evaluations of Specific Absorption Rate and Temperature Increase Within Pregnant Female Models in Magnetic Resonance Imaging Birdcage Coils. *Microwave Theory and Techniques*, Volume: 54, Issue: 12, Part 2: 4472-4478, Dec. 2006
- [142] ~~ACR Guidance Document for safe MR practises, *Amer. Journal of Radiology*, June 2007, Vol 188, pages 1–27, or http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/MRSafety/safe_mr07.aspx~~
ACR Guidance Document on MR safe Practices. *J Mag Res Imaging*, 2013, p. 501-530.
Disponible à l'adresse: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.24011/pdf>
- [143] World Health Organization, *Environmental health Criteria 232, Static fields*, 2006
- [144] ~~ASTM standard F2503-05:2005, *Standard Practise for Marking Medical Devices and Other items for safety in the Magnetic Resonance Environment*~~

IEC 62570:2014, *Pratiques normalisées relatives au marquage des appareils médicaux et des éléments de sûreté divers dédiés aux environnements de résonance magnétique*

- [145] CROZIER, S., LIU, F. Numerical evaluation of the fields induced by body motion in or near high-field MRI scanners. *Prog in Biophysics & Molecular Biology*, 2005, Vol 87, Nrs 2-3, pages 267-278
- [146] Medical Electrical Installation Guidance,
<http://www.mhra.gov.uk/Safetyinformation/Generalsafetyinformationandadvice/Technicalinformation/MEIGaN-MedicalElectricalInstallationGuidance/index.htm>
- [147] Gowland P. and De Wilde, J. Temperature increase in the fetus due to RF exposure during MR scanning, *Biol. 53*, 2008, L15-L18
- [148] Glover, P. M., Cavin, C., Qian, W., Bowtell, R. and Gowland P. Magnetic-Field induced Vertigo: A Theoretical and Experimental Investigation. *Bioelectromagnetics* 28: 349 – 361, 2007
- [149] Fuentes, M. A., Trakic, A., Wilson, S. J. and Crozier, S. Analysis and Measurements of Magnetic Field Exposures for Healthcare Workers in Selected MR environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 4, p 1355, 2008
- [150] MR Safety special issue, *JMRI*, Vol 26, 2007
- [151] Protection of Patients and Volunteers Undergoing MRI procedures, 2008, publication by the Health Protection Agency, ISBN 978-0-85951-623-5
http://www.hpa.org.uk/webw/HPAweb&HPAwebStandard/HPAweb_C/1222673275443?p=1199451989432
- [152] MHRA Device Bulletin, *Safety guidelines for MRI equipment in clinical use*, 2007
- [153] EC study on 4 hospital sites: *An investigation into occupational exposure of electromagnetic fields for personnel with and around medical MRI equipment*, 2008
- [154] IEEE C95.6: *Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields (0–3 kHz)*. New York: IEEE, 2002.
- [155] Hoult, D.I. The Principle of Reciprocity in Signal Strength Calculations – A Mathematical Guide, Concepts. In *Magnetic Resonance*, Part A, Wiley Periodicals, Vol. 12, pp. 173-187, 2000.
- [156] MRI Design Guide as published by the Department of Veterans Affairs.
<http://www.va.gov/facmgt/standard/dguide/mri/mri01.pdf>
- [157] Collins, C.M., Mao, W., Liu, W., and Smith, M. B. *Calculated Local and Average SAR in Comparison with Regulatory Limits*. 14th Scientific Meeting and Exhibition held in Seattle, WA USA, 6-12 May 2006., p 2044
- [158] den Boer J, Atalar E, Szimtenings M, Kleihorst R, Engels H., ISMRM Safety Workshop, 2005.
- [159] Nadobny, J., Brinker G., Diehl D., Stetter E., Szimtenings M. and Wust P. Evaluation of MR-induced hot spots for different temporal SAR modes using a time-dependent finite difference method with explicit temperature gradient treatment. *IEEE Trans Biomed Eng* 54 (10) Oct 2007, p 1837-1850
- [160] Ellis, R.R. and Ellingson, R.J. Responses to electrical stimulation of the median nerve in the human newborn. *Developmental Psychobiology*, Volume 6 Issue 3, Pages 235 – 244, Published Online: 13 Oct 2004
- [161] Shellock, F. G., Crues, J. V. Temperature, heart rate and blood pressure changes associated with clinical imaging at 1.5T. *Radiology*, 163, 1987, p 259 – 262.
- [162] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Physics*, 2009, Vol 96, Nr 4, p 504
- [163] Hand, JF., Li, Y., Thomas, EL., Rutherford, MA. and Hajnal, JV. Prediction of Specific Absorption Rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy. *Magnetic resonance in Medicine*, 2006, 55, p 883
- [164] Wang, Z., Lin, JC., Mao, W., Liu, W., Smith, MB. and Collins CM. SA and temperature: Simulations and comparison of regulatory limits for MRI. *Journal of magnetic resonance*, 2007, 26, p 437

- [165] IEC 60364-7-710, *Installations électriques des bâtiments – Partie 7-710: Règles pour les installations ou emplacements spéciaux – Locaux à usages médicaux*
- [166] ~~ISO 7731:2003 ISO 7010:2011, Symboles graphiques – Couleurs de sécurité et signaux de sécurité – Signaux de sécurité utilisés sur les lieux de travail et dans les lieux publics enregistrés~~
~~Amendement 3 (2007)~~
- [168] CHAKERES, DW, BORNSTEIN, R, and KANGARLU, A. Randomized Comparison of Cognitive Function in Humans at 0 and 8 Tesla. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2003; 18:342–345
- [169] LEPSIEN, J, MULLER, K, von CRAMON, D.Y, and MOLLER, H.E., Investigation of Higher-Order Cognitive Functions During Exposure to a High Static Magnetic Field, *J. Magn. Reson. Imaging*, 2012; 36:835-840
- [170] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Amendment to the ICNIRP “Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients. *Health Physics*, 2009, Vol 97, Nr 3, p 259
- [171] CHAKERES, DW, KANGARLU, A, BOUDOULAS, H, YOUNG, DC., Effect of static magnetic field exposure of up to 8 tesla on sequential human vital sign measurements. *J Magn Reson Imaging*, 18:346 –352; 2003a
- [172] SIMI, S, BALLARDIN, M, CASELLA M, et al. Is the genotoxic effect of magnetic resonance negligible? Low persistence of micronucleus frequency in lymphocytes of individuals after cardiac scan. *Mutation Res* (2008) 645:39-43
- [173] GHODBANE, S, LAHBIB, A, SAKLY, M, ABDELMELEK, H. Bioeffects of Static Magnetic Fields: Oxidative Stress, Genotoxic Effects, and Cancer Studies, *BioMed Research International* (2013), <http://dx.doi.org/10.1155/2013/602987>
- [174] de VOCHT, F, van WENDELDE-JOODE, B, ENGELS, H, KROMHOUT, H., Neurobehavioral effects among subjects exposed to high static and gradient magnetic fields from a 1.5 tesla magnetic resonance imaging system—a case-crossover pilot study. *MAGN RESON MED* 50:670–674; 2003
- [175] NOLTE, CM, PITTMAN, DW, KALEVITCH, B, HENDERSON, R, SMITH, JC., Magnetic field conditioned taste aversion in rats. *Physiol Behav*, 63:683– 688; 1998
- [176] OKAZAKI, R, OOTSUYAMA, A, UCHIDA, S, NORIMURA, T., Effects of a 4.7 T static magnetic field on fetal development in ICR mice. *J Radiat Res* (Tokyo), 42:273–283; 2001
- [177] SAUNDERS, RD. Static magnetic fields—animal studies. *Prog Biophys Mol Biol* 87:225–241; 2005
- [178] UENO, S. and SHIGEMITSU, T. “Biological effects of static magnetic fields,” in *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields: Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields*, F. S. Barnes and B. Greenebaum, Eds., CRC Press, 3rd edition, 2007
- [179] SCHENCK, JF, Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Prog Biophys Mol Biol* ,87:185–204; 2005
- [180] YAMAGUCHI-SEKINO, S, SEKINO, M, UENO, S., Biological effects of electromagnetic fields and recently updated safety guidelines for strong static magnetic fields. *Magn Reson Med Sci*. 10:1-10; 2011
- [181] ROBERTS, DC, MARCELLI, V, GILLEN, JS, CAREY, JP, DELLA SANTINA, CC, ZEE, DS. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr Biol* 2011; 21:1635-1640
- [182] STEPHEN, T, DEUTSCHLANDER, A, NOLTE, A, SCHNEIDER, E, et al, “Functional MRI of galvanic vestibular stimulation with alternating currents at different frequencies”. *NeuroImage*, 26:721–732; 2005
- [183] TENFORDE, TS. Magnetically induced electric fields and currents in the circulatory system. *Prog Biophys Molec Biol*, 87:279 –288; 2005
- [184] MIAN, OS, YAN, L, ANTUNES, A, GLOVER, PM, DAY, BL., On the Vertigo Due to Static Magnetic Fields. *PLoS ONE* 8(10): e78748. doi:10.1371/journal.pone.0078748

- [185] TRZECIAK, HI, GRZESIK, J, BORTEL, M, et al, Behavioral effects of long-term exposure to magnetic fields in rats. *Bioelectromagnetics*, 14:287–297; 1993
- [186] UENO, S, IWASAKA, M., Properties of diamagnetic fluid in high gradient fields., *J Appl Phys*, 75:7177–7180; 1994
- [187] WEISS, J, HERRICK, RC, TABER, KH, et al. .Bio-effects of high magnetic fields: a study using a simple animal model. *Magn Reson Imaging*, 10:689–694; 1992.
- [188] ZHANG, QM, TOKIWA, M, DOI, T, et al. .Strong static magnetic field and the induction of mutations through elevated production of reactive oxygen species in *Escherichia coli* soxR. *Int J Radiat Biol*, 79:281–286; 2003
- [189] SCHLAMANN, M, VOIGT, M, MADERWALD, S, et al. Exposure to High-Field MRI Does Not Affect Cognitive Function. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2010;31:1061–1066
- [190] SILVA, AKA, SILVA, EL, EGITO, EST and CARRIÇO, AS. Safety concerns related to magnetic field exposure. *Radiation and Environmental Biophysics*(2006), 45: 245-252
- [191] ATKINSON, IC, RENTERIA, L, BURD, H, PLISKIN, NH, THULBORN, KR., Safety of human MRI at static fields above the FDA 8 T guideline: sodium imaging at 9.4 T does not affect vital signs or cognitive ability. *J Magn Reson Imaging*. (2007) 26:1222-1227
- [192] HEINRICH, A, SCOSTEK, A, MEYER, P et al. "Cognition and Sensation in Very High Static Magnetic Fields: A Randomized Case-Crossover Study with Different Field Strengths.,. *Radiology*, (2013) 266:236-245
- [193] de VOCHT, F, STEVENS, T, GLOVER ,P, et al. "Neurobehavioral effects of exposure to the stray fields of a 7 Tesla clinical MRI scanner". (2005) <http://e-book.lib.sjtu.edu.cn/Mri-Safety2005/07%20de%20Vocht.pdf>
- [194] de VOCHT, F, STEVENS, T, van WENDELDE-DOODE, B, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Acute neurobehavioural effects of exposure to static magnetic fields: analysis of exposure-response relations. *J Magn Reson Imaging*, (2006) 23:291–297
- [195] de VOCHT, F, van DROOGE, H, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Exposure, health complaints and cognitive performance among employees of an MRI scanners manufacturing department. *J Magn Reson Imaging*, 23:197–204 (2006)
- [196] de VOCHT, F, STEVENS, T, GLOVER, P, SUNDERLAND, A, GOWLAND, P, KROMHOUT, H. Cognitive effects of head-movement in stray fields generated by a 7 tesla whole-body MRI magnet. *Bioelectromagnetics* (2007) 28:247–255;
- [197] de VOCHT, F, GLOVER, P, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Pooled analyses of effects on visual and visuomotor performance from exposure to magnetic stray fields from MRI scanners: application of the Bayesian framework. *J Magn Reson Imaging* (2007) 26:1255–1260
- [198] CAVIN, I.D., GLOVER, P.M., BOWTELL, R.W., and GOWLAND, P.A., Thresholds for Perceiving Metallic Taste at High Magnetic Field.,. *J. Magn. Reson. Imaging* (2007) 26:1357–1361.
- [199] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG. Qualitative determination of the thresholds of magnetophosphenes. *Radio Sci*. 1979; 14:199-200
- [200] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG. Magneto and electrophosphenes: A comparative study. *Med Biol Eng Comput*, 1980; 18:758-764
- [201] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG, REUTER, T. Magnetophosphenes: A qualitative analysis of thresholds. *Med Biol Eng Comput*, 1980; 18:326-334
- [202] Van NIEROP, LE, SLOTTJE, P, van ZANDVOORT, MJE et al. .Effects of magnetic stray fields from a 7 Tesla MRI scanner on neurocognition: a double-blind randomised crossover study. *Occup Environ Med*. (2012) 69:759-766
- [203] Van NIEROP, LE, SLOTTJE, P, KINGMA, H, and KROMHOUT, H, MRI-Related Static Magnetic Stray Fields and Postural Body Sway: A Double-Blind Randomized Crossover Study, *Magn Reson Med*. (2013) 70:232-240
- [204] LOCKWOOD, DR, KWON, B, SMITH, DC, HOUPPT, TA, Behavioral effects of static high magnetic fields on unrestrained and restrained mice. *Physiology & Behavior*, 78 (2003) 635– 640

- [205] HOUP, TA, PITTMAN, DW, RICCARDI, C, CASSELL, JA, LOCKWOOD, DR, BARRANCO, JM, KWON, B, SMITH, JC. Behavioral effects on rats of high strength magnetic fields generated by a resistive electromagnet. *Physiol Behav.* (2005) 86:379-89
- [206] ATKINSON, IC, SONSTEGAARD, R, PLISKIN, NH, THULBORN, KR. Vital signs and cognitive function are not affected by 23-sodium and 17-oxygen magnetic resonance imaging of the human brain at 9.4 T., *J Magn Reson Imaging*, (2010) 32:82-87
- [207] Heinrich, A, Szostek, A, Nees, F, et al. Effects of Static Magnetic Fields on Cognition, Vital Signs, and Sensory Perception: A Meta-analysis. *J Magn Res Imaging* (2011) 34:758-763
- [208] HUNG, Y-C, LEE, J-H, CHEN, H-M, HUANG, GS. Effects of static magnetic fields on the development and aging of *Caenorhabditis elegans*. *J Expt Biol*, (2010) 2079-2085
- [209] MIYAKOSHI, J. The review of cellular effects of a static magnetic field. *STAM*, (2006) 7:305-307
- [210] JOKELA, K, and SAUNDERS, RD. Physiologic and dosimetric considerations for limiting electric fields induced in the body by movement in a static magnetic field (2011), *Health Phys.* 100:641-653
- [211] OKAZAKI, R, OOTSUYAMA, A, UCHIDA, S, NORIMURA, T. Effects of a 4.7 T static magnetic field on fetal development in ICR mice. *J Radiat Res* (Tokyo), (2001) 42:273–283.
- [212] YOSHIE, S, IKEHATA, M et al. Evaluation of mutagenicity and co-mutagenicity of strong static magnetic fields up to 13 Tesla in *Escherichia coli* deficient in superoxide dismutase. *J. Magn. Reson. Imaging*, (2012) 35, 731-736
- [213] IKEHATA, M, “Biological effects of intermediate frequency magnetic fields — Development of exposure system and evaluate genotoxicity in vitro.”. Conference Proceedings General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI; 09/2011,
- [214] WANG, Z, SARJE, A, CHE, P-L, YAREMA, KJ. Moderate strength (0.23-0.28 T) static magnetic fields (SMF) modulate signaling and differentiation in human embryonic cells. *BMC Genomics*. (2009) 10:356.
- [215] WANG, Z, CHE, P-L, DU, J, HA, B, and YAREMA, KJ, Static Magnetic Field Exposure Reproduces Cellular Effects of the Parkinson's Disease Drug Candidate ZM241385. (2010) *PLoS ONE*, 5: e13883
- [216] AZANZA, MJ. Steady magnetic fields mimic the effect of caffeine on neurons. *Brain Res.* (1989) 489:195–198.
- [217] CUNHA, C, PANSERI, S, MARCACCI, M, TAMPIERI, A. Evaluation of the Effects of a Moderate Intensity Static Magnetic Field Application on Human Osteoblast-Like Cells. *American Journal of Biomedical Engineering*, (2012), 2, 263-268.
- [218] SIRMATEL, O, SERT, C, SIRMATEL, F, SELEK, S, and YOKUS, B., Total antioxidant capacity, total oxidant status and oxidative stress index in the men exposed to 1.5 T static magnetic field. *General Physiology and Biophysics*, (2007) 26, 86–90
- [219] FANELLI, C, COPPOLA, S, BARONE, R et al. Magnetic fields increase cell survival by inhibiting apoptosis via modulation of Ca²⁺ influx. (1999) *The FASEB Journal*, 13, 95–102
- [220] LEE, JW, KIM, MS, KIM, YJ, CHOI, YJ, LEE, Y, CHUNG, HW., Genotoxic effects of 3 T magnetic resonance imaging in cultured human lymphocytes.. (2011) *Bioelectromagnetics* 32, 535–542
- [221] CLEMENTS, H, DUNCAN, KR, FIELDING, K, GOWLAND, PA, JOHNSON, IR, BAKER, PN. Infants exposed to MRI in utero have a normal paediatric assessment at 9 months of age. *Br J Radiol* 2000; 73:190-194
- [222] KOK, RD, de VRIES, MM, HEERSCHAP, A, van den BERG, PP. Absence of harmful effects of magnetic resonance exposure at 1,5 T in utero during the third trimester of pregnancy: a follow-up study. *Magn Reson Imaging* 2004; 22:851-854

- [223] THORMANN, M, AMTHAUER, H, ADOLF, D, WOLLRAB, A, RICKE, J, SPECK, O. Efficacy of diphenhydramine in the prevention of vertigo and nausea at 7 T MRI. *Eur J Radiol.*, (2013), 82:768-72
- [224] IEC 62464-1:2007, Appareils à résonance magnétique pour imagerie médicale – Partie 1: Détermination des principaux paramètres de qualité d'image
- [225] ASTM 2052-06:2006, Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment
- [226] ZHENYU ZHANG, HAVENS, T. Magnetic Force Estimation around MRI Magnets. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 22 (2014)

Index des termes définis utilisés dans la présente norme particulière

$(dB/dt _{CR\acute{E}TE})_{FPO}$	201. 3.246
$(dB/dt _{EFF})_{FPO}$	201. 3.247
AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL	201.3.235
AIMANT POUR LE CORPS ENTIER	201.3.238
APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE (APPAREIL A RM)	201.3.218
APPAREIL ELECTROMEDICAL (APPAREIL EM)	IEC 60601-1:2005, 3.63
APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER (APPAREILS A RM POUR LE CORPS ENTIER)	201.3.239
B_{1+}	201. 3.244
$B_{1+CR\acute{E}TE}$	201. 3.245
B_{1+RMS}	201.3.201
BOBINE D'EMISSION DE RF LOCALISEE	201.3.215
BOBINE D'EMISSION DE RF POUR LA TETE	201.3.211
BOBINE D'EMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER	201.3.240
BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE	201.3.236
BOBINE D'EXPLORATION	201.3.230
COURANT AUXILIAIRE PATIENT	IEC 60601-1:2005, 3.77
COURANT DE FUITE PATIENT	IEC 60601-1:2005, 3.80
DANGER	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.39
DOCUMENT D'ACCOMPAGNEMENT	IEC 60601-1:2005, 3.4
DOMMAGE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.38
DOSSIER DE GESTION DES RISQUES	IEC 60601-1:2005+A1:2012, 3.108
DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE $t_{s,eff}$	201.3.205
ETOUFFEMENT	201.3.228
EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE (EXAMEN RM)	201.3.219
EXAMEN D'INTERVENTION PAR RM	201.3.213
FABRICANT	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.55
GESTION DES RISQUES	IEC 60601-1:2005+A1:2012, 3.107
GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE	201.3.209
GRADIENT DE CHAMP SPATIAL	201. 3.250
IMMUNITÉ	IEC 60601-1-2:2014, 3.8
ISOCENTRE	201.3.214
MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU	201.3.208
MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU	201.3.231
MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL	201.3.224
NIVEAU DE SEUIL DE SNP	201.3.227
OPERATEUR	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.73
OPTION À PARAMÈTRES FIXES	201. 3.242
OPTION À PARAMÈTRES FIXES: MISE EN ŒUVRE ÉLÉMENTAIRE	201. 3.243
ORGANISME RESPONSABLE	IEC 60601-1:2005, 3.101
PATIENT	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.76
PERFORMANCE ESSENTIELLE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.27

PERSONNEL POUR LA RESONANCE MAGNETIQUE (PERSONNEL RM)	201.3.221
POSTE DE COMMANDE	IEC 60788: 2004, rm-83-02
POURCENTAGE DE VARIATION	201. 3.248
RADIOFRÉQUENCE (RF) À POLARISATION CIRCULAIRE	201. 3.249
RESEAU D'ALIMENTATION	IEC 60601-1:2005, 3.120
RESONANCE MAGNETIQUE (RM)	201.3.217
RESULTAT DE SNP	201.3.226
RISQUE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.102
SECURITE DE BASE	IEC 60601-1:2005, 3.10
SITUATION DANGEREUSE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.40
SURVEILLANCE COURANTE	201.3.229
SURVEILLANCE MEDICALE	201.3.223
SYSTEME A RESONANCE MAGNETIQUE (SYSTEME A RM)	201.3.220
SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE	201.3.232
SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER	201.3.237
SYSTÈME ÉLECTROMÉDICAL (SYSTÈME EM)	IEC 60601-1:2005, 3.64
TAS LOCALISE	201.3.216
TAS POUR LA TÊTE	201.3.212
TAS POUR LE CORPS ENTIER	201.3.241
TAS POUR UNE PARTIE DU CORPS	201.3.225
TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE (TAS)	201.3.233
TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT	201.3.222
TEMPERATURE AMBIANTE	201.3.207
TEMPERATURE INTERNE	201.3.204
UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP	201.3.206
UNITE DE GRADIENT	201.3.210
UTILISATION PREVUE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.44
(VALEUR) NOMINALE	IEC 60601-1:2005, 3.69
VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LE TEMPS (dB/dt)	201.3.234
VOLUME DE CONFORMITE	201.3.202
ZONE A ACCES CONTROLE	201.3.203

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

FINAL VERSION

VERSION FINALE



Medical electrical equipment –

Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

Appareils électromédicaux –

Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical

CONTENTS

FOREWORD	4
* INTRODUCTION	7
INTRODUCTION TO AMENDMENT 1	8
INTRODUCTION TO AMENDMENT 2	8
201.1 Scope, object and related standards	9
201.2 Normative references	10
201.3 Terms and definitions	11
201.4 General requirements	18
201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT	18
201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	18
201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents	18
201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT	31
201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	32
201.10 Protection against unwanted and excessive radiation HAZARDS	33
201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS	33
201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs	33
201.13 HAZARDOUS SITUATIONS and fault conditions	53
201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM (PEMS)	53
201.15 Construction of ME EQUIPMENT	53
201.16 ME SYSTEMS	53
* 201.17 Electromagnetic compatibility of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS	54
* 202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests	54
Annexes	56
Annex D (informative) Symbols on marking	57
Annex AA (informative) Particular guidance and rationale	61
Bibliography	114
Index of defined terms used in this particular standard	125
Figure 201.101 – Gradient waveform and EFFECTIVE STIMULUS DURATION	12
Figure 201.102 – Limits for cardiac and peripheral nerve stimulation	37
Figure 201.103 – Reduction of WHOLE BODY SAR limits at high temperatures	41
Figure 201.104 – Volume for determining the spatial maximum of gradient output	47
Figure 201.105 – Volume for determining the B_1 stray field	50
Figure AA.1 – Static magnetic fields: flow potentials and retardation	84
Figure AA.2 – Experimental data on PNS threshold of human volunteers in WHOLE BODY MR EQUIPMENT	99
Figure AA.3 – Double logarithmic plot of experimental threshold values for peripheral nerve stimulation	100
Figure AA.4 – Response value $R(t)$ generated by convolution of a rectangular stimulus dB/dt and a nerve impulse response function $n(t-\theta)$	104
Figure AA.5 – Gradient waveform G , stimulus waveform dB/dt and response value R , for a trapezoid EPI waveform starting at $t = 0$	105

Figure AA.6 – Threshold values dB/dt for two gradient waveforms, plotted against EFFECTIVE STIMULUS DURATION	105
Figure AA.7 – Threshold value of dB/dt for a sinusoid gradient waveform, as function of the number of half periods in the waveform	106
Figure AA.8 – SAR limits for the exposed mass of a PATIENT	109
Table 201.101 – List of symbols and abbreviations	17
Table 201.102 – Rheobase values per type of gradient system	37
Table 201.103 – Weight factors for summation of the maximum output O_j per GRADIENT UNIT	38
Table 201.104 – Temperature limits	38
Table 201.105 – SAR limits for volume transmit coils	39
Table 201.106 – SAR limits for local transmit coils	40
Table 201.107 – FPO limits applicable for cylindrical MR SYSTEMS	51
Table 201.D.101 – MR SAFETY SIGNS	57
Table 201.D.102 – RF coil symbols	59
Table 201.D.103 – MR conditional symbols	60
Table AA.1 – Overview physiological effects in humans, animals and model systems, for magnetic-field exposures at field strengths relevant for MRI. The implications of the reported effects are assessed in the last column	75

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC itself does not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC is not responsible for any services carried out by independent certification bodies.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

DISCLAIMER

This Consolidated version is not an official IEC Standard and has been prepared for user convenience. Only the current versions of the standard and its amendment(s) are to be considered the official documents.

This Consolidated version of IEC 60601-2-33 bears the edition number 3.2. It consists of the third edition (2010-03) [documents 62B/777/FDIS and 62B/782/RVD], its corrigenda 1 (March 2012) and 2 (February 2016), its amendment 1 (2013-04) [documents 62B/884/CDV and 62B/904/RVC] and its amendment 2 (2015-06) [documents 62B/977/FDIS and 62B/987/RVD]. The technical content is identical to the base edition and its amendments.

This Final version does not show where the technical content is modified by amendments 1 and 2. A separate Redline version with all changes highlighted is available in this publication.

International standard IEC 60601-2-33 has been prepared by IEC subcommittee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

This edition of IEC 60601-2-33 is based on the second amendment to Edition 2. It has also been adapted to the third edition of IEC 60601-1 (2005), with technical modifications being introduced where appropriate.

This publication has been drafted in accordance with the ISO/IEC Directives, Part 2.

In this standard, the following print types are used:

- Requirements and definitions: roman type.
- *Test specifications: italic type.*
- Informative material appearing outside of tables, such as notes, examples and references, in smaller type. Normative text of tables is also in a smaller type.
- TERMS DEFINED IN CLAUSE 3 OF THE GENERAL STANDARD, IN THIS PARTICULAR STANDARD OR AS NOTED: SMALL CAPITALS.

In referring to the structure of this standard, the term

- “clause” means one of the seventeen numbered divisions within the table of contents, inclusive of all subdivisions (e.g. Clause 7 includes subclauses 7.1, 7.2, etc.);
- “subclause” means a numbered subdivision of a clause (e.g. 7.1, 7.2 and 7.2.1 are all subclauses of Clause 7).

References to clauses within this standard are preceded by the term “Clause” followed by the clause number. References to subclauses within this particular standard are by number only.

In this standard, the conjunctive “or” is used as an “inclusive or” so a statement is true if any combination of the conditions is true.

The verbal forms used in this standard conform to usage described in Annex H of the ISO/IEC Directives, Part 2. For the purposes of this standard, the auxiliary verb:

- “shall” means that compliance with a requirement or a test is mandatory for compliance with this standard;
- “should” means that compliance with a requirement or a test is recommended but is not mandatory for compliance with this standard;
- “may” is used to describe a permissible way to achieve compliance with a requirement or test.

An asterisk (*) as the first character of a title or at the beginning of a paragraph or table title indicates that there is guidance or rationale related to that item in Annex AA.

A list of all parts of the IEC 60601 series, published under the general title: *Medical electrical equipment*, can be found on the IEC website.

The committee has decided that the contents of the base publication and its amendments will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC web site under "<http://webstore.iec.ch>" in the data related to the specific publication. At this date, the publication will be

- reconfirmed,
- withdrawn,
- replaced by a revised edition, or
- amended.

IMPORTANT – The 'colour inside' logo on the cover page of this publication indicates that it contains colours which are considered to be useful for the correct understanding of its contents. Users should therefore print this document using a colour printer.

* INTRODUCTION

This particular standard is written at a moment in which the technical evolution of MR EQUIPMENT is in rapid progress and the scientific foundation of its safe use is still expanding.

This International Standard addresses technical aspects of the medical diagnostic MR SYSTEM and the MR EQUIPMENT therein related to the safety of PATIENTS examined with this system, the safety of the MR WORKER involved with its operation and the safety of the MR WORKER involved with the development, manufacturing, installation, and servicing of the MR SYSTEM. Where limits of electromagnetic fields (EMF) exposure of PATIENTS and MR WORKERS are stated, these limits do not imply that such levels of exposure can be assumed to be acceptable for workers in other professional settings and for the population at large. The limits provide a sensible balance between RISKS for the PATIENTS and MR WORKERS and benefits for the PATIENTS.

Organizational aspects of safety are the task of the RESPONSIBLE ORGANIZATION. This task includes adequate training of staff, rules of access to the MR SYSTEM, qualification of staff for decisions that are related to safety, definition of medical responsibility and specific requirements for personnel following from that responsibility when the PATIENT is in or near the MR SYSTEM.

Examples of such organizational aspects are:

- operation in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;
- emergency procedures for resuscitation of the PATIENT who is in the MR SYSTEM;
- emergency procedures after a QUENCH of the superconductive magnet when present;
- set-up and maintenance of a protocol for screening the PATIENT for contraindications or for conditions that may affect acceptable exposure;
- rules for ROUTINE MONITORING and for MEDICAL SUPERVISION of the PATIENT during the exam.
- rules to minimize and to limit the exposure of MR WORKERS to EMF.

Extensive rationale is provided in Annex AA for some of the definitions and requirements in order to provide the user of this standard with a reasonably complete access to the source material that was used in support of the considerations during drafting.

The relationship of this particular standard with IEC 60601-1 and the collateral standards is explained in subclauses 201.1.3 and 201.1.4.

The introduced EMF exposure limits required in this standard for an MR WORKER will never exceed those allowed for PATIENTS. All exposure limits allowed for a PATIENT and for an MR WORKER are expected to protect them against negative health effects and unacceptable RISKS.

For the exposure to static magnetic fields, subjective short-term physiological and sensory effects are expected. These influence the well being of the MR WORKER marginally and only during or shortly after exposure.

For the exposure to GRADIENT OUTPUT and RF transmit fields, normally no short-term physiological and sensory effects are expected for MR WORKERS.

In addition no experimental or theoretical basis for cumulative biological effects in humans, resulting from exposure at the allowed levels has been generally accepted.

The requirements for acoustic noise exposure are different for PATIENTS and MR WORKERS.

INTRODUCTION TO AMENDMENT 1

This amendment has been published to adapt IEC 60601-2-33:2010 to the technical corrections introduced by Amendment 1 (2012) to IEC 60601-1:2005.

INTRODUCTION TO AMENDMENT 2

This Amendment 2 has been developed to increase the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE limit for the static field from 4 T to 8 T taking into account FDA, ICNIRP and other peer reviewed scientific literature. In addition, a non-compulsory option, FIXED PARAMETER OPTION:BASIC (FPO:B), is introduced to limit RF and gradient field outputs (peak and RMS) for scanning PATIENTS with MR conditional implants. Consequently, text is proposed for the Instructions for use to guide users in scanning PATIENTS with MR conditional implants.

Furthermore, references to newly published collateral standards have been updated.

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –**Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis****201.1 Scope, object and related standards**

Clause 1 of the general standard¹⁾ applies, except as follows:

201.1.1 Scope

Replacement:

This International Standard applies to the BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE of MR EQUIPMENT and MR SYSTEMS, hereafter referred to also as ME EQUIPMENT.

This standard does not cover the application of MR EQUIPMENT beyond the INTENDED USE.

If a clause or subclause is specifically intended to be applicable to ME EQUIPMENT only, or to ME SYSTEMS only, the title and content of that clause or subclause will say so. If that is not the case, the clause or subclause applies both to ME EQUIPMENT and to ME SYSTEMS, as relevant.

The standard does not formulate specific requirements for MR EQUIPMENT or MR SYSTEMS used in INTERVENTIONAL MR EXAMINATIONS.

201.1.2 Object

Replacement:

The object of this particular standard is to establish particular BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements for MR EQUIPMENT to provide protection for the PATIENT and the MR WORKER.

NOTE This standard presumes that the MR WORKERS are properly medically screened, and properly trained and instructed in their duties.

201.1.3 Collateral standards

Addition:

This particular standard refers to those applicable collateral standards that are listed in Clause 2 of the general standard and Clause 201.2 of this particular standard.

IEC 60601-1-2:2014 applies as modified in Clause 202. IEC 60601-1-3, IEC 60601-1-10, IEC 60601-1-11 and IEC 60601-1-12 do not apply. All other published collateral standards in the IEC 60601-1 series apply as published.

201.1.4 Particular standards

Replacement:

¹⁾ The general standard is IEC 60601-1:2005+A1:2012, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*

In the IEC 60601 series, particular standards may modify, replace or delete requirements contained in the general standard and collateral standards as appropriate for the particular ME EQUIPMENT under consideration, and may add other BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE requirements.

A requirement of a particular standard takes priority over the general standard.

For brevity, IEC 60601-1 is referred to in this particular standard as the general standard. Collateral standards are referred to by their document number.

The numbering of clauses and subclauses of this particular standard corresponds to that of the general standard with the prefix "201" (e.g. 201.1 in this standard addresses the content of Clause 1 of the general standard) or applicable collateral standard with the prefix "20x" where x is the final digit(s) of the collateral standard document number (e.g. 202.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-2 collateral standard, 203.4 in this particular standard addresses the content of Clause 4 of the 60601-1-3 collateral standard, etc.). The changes to the text of the general standard are specified by the use of the following words:

"Replacement" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is replaced completely by the text of this particular standard.

"Addition" means that the text of this particular standard is additional to the requirements of the general standard or applicable collateral standard.

"Amendment" means that the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard is amended as indicated by the text of this particular standard.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of the general standard are numbered starting from 201.101. However due to the fact that definitions in the general standard are numbered 3.1 through 3.139, additional definitions in this standard are numbered beginning from 201.3.201. Additional annexes are lettered AA, BB, etc., and additional items aa), bb), etc.

Subclauses, figures or tables which are additional to those of a collateral standard are numbered starting from 20x, where "x" is the number of the collateral standard, e.g. 202 for IEC 60601-1-2, 203 for IEC 60601-1-3, etc.

The term "this standard" is used to make reference to the general standard, any applicable collateral standards and this particular standard taken together.

Where there is no corresponding clause or subclause in this particular standard, the clause or subclause of the general standard or applicable collateral standard, although possibly not relevant, applies without modification; where it is intended that any part of the general standard or applicable collateral standard, although possibly relevant, is not to be applied, a statement to that effect is given in this particular standard.

201.2 Normative references

NOTE Informative references are listed in the bibliography beginning on page 114.

Clause 2 of the general standard applies except as follows:

Replacement:

IEC 60601-1-2:2014, *Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Electromagnetic disturbances – Requirements and tests*

IEC 60601-1-6:2010, *Medical electrical equipment – Part 1-6: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: Usability*

IEC 60601-1-6:2010/AMD1:2013

IEC 60601-1-8:2006, *Medical electrical equipment – Part 1-8: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral standard: General requirements, tests and guidance for alarm systems in medical electrical equipment and medical electrical systems*

IEC 60601-1-8:2006/AMD1:2012

Addition:

IEC 60601-1:2005, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*

Amendment 1:2012

NEMA MS 4:2010, *Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging (MRI) devices*

NEMA MS 8:2008, *Characterization of the specific absorption rate (SAR) for magnetic resonance imaging systems*

201.3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 60601-1:2005 +A1:2012 and the following apply:

NOTE An index of defined terms is found beginning on page 125. A list of symbols used in the document is provided in Table 201.101.

Addition:

* 201.3.201

B_{1+RMS}

root mean square (rms) of B_{1+} ,

$$B_{1+RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}} .$$

where t is time, and t_x is the integration time, which shall be any 10 s period over the duration of the entire sequence.

Note 1 to entry: B_{1+} is derived from the flip angle averaged over an adjustment volume, which is typically represented by the axial central slab wherein MR signal is generated.

201.3.202

COMPLIANCE VOLUME

PATIENT accessible space in which compliance of GRADIENT OUTPUT is inspected

In MR EQUIPMENT with a cylindrical WHOLE BODY MAGNET, the COMPLIANCE VOLUME is a cylinder with its axis coinciding with the magnet axis and with a radius of 0,20 m. and with a length equal to the gradient coil

In MR EQUIPMENT with a TRANSVERSE FIELD MAGNET and a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM, the COMPLIANCE VOLUME is a cylinder aligned with the patient's axis, of length equal to the gradient coil diameter, and a diameter of 0,40 m or equal to the distance between the poles of the magnet, whichever is less.

In all other MR EQUIPMENT the COMPLIANCE VOLUME is the volume where any part of a PATIENT body can be properly located according to the INTENDED USE of the MR EQUIPMENT.

201.3.203

CONTROLLED ACCESS AREA

area around the MR SYSTEM, to which access is controlled to prevent HARM from the magnetic field

Note 1 to entry: The CONTROLLED ACCESS AREA is not identical to the SPECIAL ENVIRONMENT or SPECIAL LOCATION as defined in IEC 60601-1-2:2014.

201.3.204

CORE TEMPERATURE

mean temperature of the body core

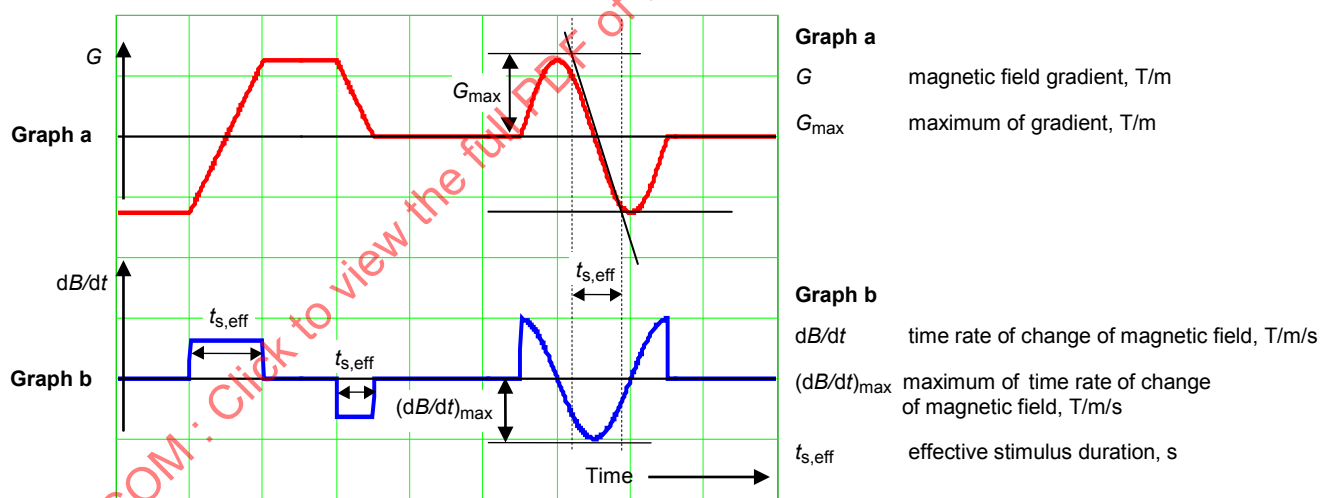
NOTE Typically equal to the rectal, sublingual, or tympanic temperature. More reliable representations of CORE TEMPERATURE are oesophageal or arterial blood temperature. Brain temperatures are CORE TEMPERATURES.

201.3.205

EFFECTIVE STIMULUS DURATION

$t_{s,eff}$

duration of any period of the monotonic increasing or decreasing gradient, used to describe its limits for cardiac or peripheral nerve stimulation, defined as the ratio of the peak-to-peak field variation and the maximum value of the time derivative of the gradient in that period (see Figure 201.101)



IEC 402/10

Three periods of monotonic change of the gradient G are shown in graph a. The corresponding GRADIENT OUTPUT dB/dt is shown in graph b and the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$ is indicated.

Figure 201.101 – Gradient waveform and EFFECTIVE STIMULUS DURATION

201.3.206

EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT

device for de-energizing a superconducting or resistive magnet in case of an emergency situation

*** 201.3.207****ENVIRONMENTAL TEMPERATURE**

temperature [°C] of a uniform (isothermal) “black” enclosure in which an occupant would exchange the same amount of heat by radiation and convection as in the actual non-uniform environment

NOTE For the calculation of the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE see rationale in Annex AA.

201.3.208**FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE**

mode of operation of the MR EQUIPMENT in which one or more outputs reach a value that can cause physiological stress to PATIENTS which needs to be controlled by MEDICAL SUPERVISION

201.3.209**GRADIENT OUTPUT**

parameter characterizing the gradient performance such as rate of change of the magnitude of the magnetic field, or electric field induced by one or more GRADIENT UNITS under specified conditions and at a specified position

201.3.210**GRADIENT UNIT**

all gradient coils and amplifiers that together generate a magnetic field gradient along one of the axes of the coordinate system of the MR EQUIPMENT

201.3.211**HEAD RF TRANSMIT COIL**

VOLUME RF TRANSMIT COIL suitable for use in MR EQUIPMENT for a MR EXAMINATION of the PATIENT's head

201.3.212**HEAD SAR**

SAR averaged over the mass of the head and over a specified time

*** 201.3.213****INTERVENTIONAL MR EXAMINATION**

MR EXAMINATION applied to guide a medical (including invasive) procedure e.g. biopsy or the treatment of a lesion

201.3.214**ISOCENTRE**

in MR EQUIPMENT null point of the spatially encoding gradients

NOTE 1 Typically this also corresponds to the region of highest magnet homogeneity

[IEC 62464-1:2007, definition 3.1.15]

NOTE 2 Typically this corresponds with the position in the system targeted for imaging.

201.3.215**LOCAL RF TRANSMIT COIL**

RF transmit coil other than a VOLUME RF TRANSMIT COIL

201.3.216**LOCAL SAR**

SAR averaged over any 10 g of tissue of the body and over a specified time

*** 201.3.217**

MAGNETIC RESONANCE

MR

resonant absorption of electromagnetic energy by an ensemble of atomic nuclei situated in a magnetic field

201.3.218

MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT

MR EQUIPMENT

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT which is intended for in vivo MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION of a PATIENT comprising all parts in hardware and software from the SUPPLY MAINS to the display monitor

NOTE The MR EQUIPMENT is a PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM (PEMS).

201.3.219

MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION

MR EXAMINATION

process of acquiring data by MAGNETIC RESONANCE from a PATIENT

201.3.220

MAGNETIC RESONANCE SYSTEM

MR SYSTEM

ensemble of MR EQUIPMENT, ACCESSORIES including means for display, control, energy supplies, and the CONTROLLED ACCESS AREA, where provided

*** 201.3.221**

MAGNETIC RESONANCE WORKER

MR WORKER

person that because of his/her profession has to enter the CONTROLLED ACCESS AREA or equivalent of the MAGNETIC RESONANCE SYSTEM

NOTE Other persons, such as MR volunteers and PATIENT carers, are not covered by this definition. However, OPERATORS and staff are included in this definition (see rationale).

201.3.222

MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE

the rate of change of the gradient obtained by switching the GRADIENT UNIT between its maximum specified gradient strengths G_{+max} and G_{-max} in the shortest possible ramp time obtainable under normal scan conditions

*** 201.3.223**

MEDICAL SUPERVISION

adequate medical management of PATIENTS who can be at RISK from some parameters of exposure to the MR EQUIPMENT, either because of the medical condition of the PATIENT, the levels of exposure or a combination

201.3.224

NORMAL OPERATING MODE

mode of operation of the MR EQUIPMENT in which none of the outputs have a value that can cause physiological stress to PATIENTS

201.3.225

PARTIAL BODY SAR

SAR averaged over the mass of the body that is exposed by the VOLUME RF TRANSMIT COIL and over a specified time

201.3.226

PNS OUTPUT

value which estimates the level of peripheral nerve stimulation (PNS) for the PATIENT

201.3.227**PNS THRESHOLD LEVEL**

value of the PNS OUTPUT related to the onset of PNS sensation for the PATIENT

201.3.228**QUENCH**

transition of the electrical conductivity of a coil that is carrying a current from a super-conducting state to normal conductivity, resulting in rapid boil-off of fluid cryogen and decay of the magnetic field

201.3.229**ROUTINE MONITORING**

routine PATIENT monitoring, carried out by responsible personnel such as the OPERATOR and staff of the MR EQUIPMENT and consisting of audio and/or visual contact, as appropriate with the PATIENT during the MR EXAMINATION

201.3.230**SEARCH COIL**

a small diameter coil used in a compliance test to measure GRADIENT OUTPUT

201.3.231**SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE**

mode of operation of the MR EQUIPMENT in which one or more outputs reach a value that can produce significant RISK for PATIENTS, for which explicit ethical approval is required (i.e. a human studies protocol approved to local requirements)

201.3.232**SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM**

gradient system suitable for use in MR EQUIPMENT for a special purpose

NOTE An example of a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM is a gradient system that can be incorporated in MR EQUIPMENT to allow special examination of the head of the PATIENT.

*** 201.3.233****SPECIFIC ABSORPTION RATE****SAR**

radio frequency power absorbed per unit of mass (W/kg)

201.3.234**TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD** **dB/dt**

rate of change of the magnetic flux density with time (T/s)

Note 1 to entry: The time rate of change of the magnetic field dB/dt is assumed to be evaluated in a suitably low frequency range (e.g. < 5 kHz) to disregard effects of switching amplifier ripple.

201.3.235**TRANSVERSE FIELD MAGNET**

magnet for which the field is at right angles to the axial direction of the PATIENT

201.3.236**VOLUME RF TRANSMIT COIL**

RF transmit coil suitable for use in MR EQUIPMENT that produces a homogeneous RF field over an extended volume encompassed by the coil

NOTE The VOLUME RF TRANSMIT COIL can be a WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL, a HEAD RF TRANSMIT COIL or a RF TRANSMIT COIL designed for homogeneous exposure of a specific part of the body. A single loop coil enclosing the body or a part of the body is considered to be a VOLUME RF TRANSMIT COIL (example: single loop wrist coil).

201.3.237

WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM

gradient system suitable for use in WHOLE BODY MR EQUIPMENT

201.3.238

WHOLE BODY MAGNET

magnet suitable for use in WHOLE BODY MR EQUIPMENT

201.3.239

WHOLE BODY MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT

WHOLE BODY MR EQUIPMENT

MR EQUIPMENT of sufficient size to allow whole body MR EXAMINATION and partial body MR EXAMINATION of adult PATIENTS. It can be equipped with VOLUME RF TRANSMIT COILS, LOCAL RF TRANSMIT COILS and with a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM

201.3.240

WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL

VOLUME RF TRANSMIT COIL of sufficient size for whole body examinations of adult PATIENTS

201.3.241

WHOLE BODY SAR

SAR averaged over the total mass of the body and over a specified time

201.3.242

FIXED PARAMETER OPTION

FPO

option within existing modes (i.e. NORMAL OPERATING MODE or FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE), which specifies a set of operational limit values for the allowable RF field and GRADIENT OUTPUT and the specified B_0 of the MR EQUIPMENT in a MR EXAMINATION

201.3.243

FIXED PARAMETER OPTION: BASIC

FPO:B

“basic” denotes a specific implementation of FPO, exclusively for 1,5 T MR SYSTEMS

Note 1 to entry: The note to entry in French concerning the source of the abbreviation “FPO:B” concerns the French text only.

201.3.244

B_{1+}

component of the RF field in the rotating frame that is effective for tilting of the nuclear magnetization

201.3.245

B_{1+PEAK}

peak amplitude of B_{1+}

* 201.3.246

$(|dB/dt|_{PEAK})_{FPO}$

maximum time rate of change of the magnitude of the magnetic field during the MR EXAMINATION, evaluated at the location defined for FPO, i.e. a surface providing 5 cm clearance to the outline of the PATIENT accessible volume

* 201.3.247

$(|dB/dt|_{RMS})_{FPO}$

root mean square (rms) of the magnitude of the time rate of change of the magnetic field for FPO

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right|_{RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

Where t is time, and t_x is the integration time. dB_{FPO}/dt is a conservative model estimate of the magnetic field associated with the switching gradients

201.3.248

SLEW PERCENTAGE

fraction of time that any gradient is slewing at any rate

201.3.249

CIRCULARLY POLARIZED RF

RF excitation where the two principal electromagnetic modes of the VOLUME RF TRANSMIT COIL are driven with equal amplitude and 90° phase difference

Note 1 to entry: This drive operation is denoted as “CP” on user interfaces and in ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Note 2 to entry: Circularly polarized RF is also commonly referred to as quadrature drive

* 201.3.250

SPATIAL FIELD GRADIENT

SFG

spatial rate of change of the main magnetic field $\left| \nabla \vec{B} \right|$, expressed in [T/m]

Note 1 to entry: Attractive magnetic forces on magnetisable or saturated ferromagnetic objects scale linearly with SFG.

Note 2 to entry: The note to entry in French concerning the source of the abbreviation “SFG” concerns the French text only.

Table 201.101 – List of symbols and abbreviations

Symbol	SI-Unit	Definition
B_0	T	Static magnetic field
B_{1+}	T	Magnetic induction of the radio frequency magnetic field
B_{1+RMS}	T	Root mean square of B_{1+}
dB/dt	T/s	TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD (dB/dt)
E	V/m	Electric field induced by gradient switching
G	T/m	Magnetic field gradient
$L01$	V/m or T/s	Limit of the GRADIENT OUTPUT for the NORMAL OPERATING MODE
$L12$	V/m or T/s	Limit of the GRADIENT OUTPUT for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE
O	depending on context	PNS OUTPUT
O_i	depending on context	PNS OUTPUT per GRADIENT UNIT
rb	V/m or T/s	Rheobase
SAR	W/kg	SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)
$t_{s,eff}$	ms	EFFECTIVE STIMULUS DURATION
T	°C	Temperature
w_i	none	Weight factor per GRADIENT UNIT relating the GRADIENT OUTPUT of that unit to the limit

201.4 General requirements

Clause 4 of the general standard applies, except as follows:

201.4.3 ESSENTIAL PERFORMANCE

Addition:

NOTE 101 For the functions of the MR EQUIPMENT covered by this standard no specific ESSENTIAL PERFORMANCE requirements have been identified. Other functions of the MR EQUIPMENT may constitute ESSENTIAL PERFORMANCE. See the general standard for requirements to the RISK MANAGEMENT FILE of the MANUFACTURER to cover the analysis of ESSENTIAL PERFORMANCE of the MR EQUIPMENT.

201.5 General requirements for testing of ME EQUIPMENT

Clause 5 of the general standard applies except as follows:

201.5.7 Humidity preconditioning treatment

Addition:

For those MR SYSTEMS and MR EQUIPMENT that are to be used only in controlled environments, as to be specified in the technical description, no humidity preconditioning is required.

NOTE A controlled environment is not the same as CONTROLLED ACCESS AREA.

201.6 Classification of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 6 of the general standard applies.

201.7 ME EQUIPMENT identification, marking and documents

Clause 7 of the general standard applies except as follows:

201.7.2 Marking on the outside of ME EQUIPMENT or ME EQUIPMENT parts

201.7.2.13 Physiological effects (safety signs and warning statements)

Addition:

Applicable safety signs ISO 7010-W005 (see Table 201.D.101, safety sign 1) and ISO 7010-W006 (see Table 201.D.101, safety sign 2) shall be placed at the entrance of the CONTROLLED ACCESS AREA. The safety signs may be accompanied by text explaining that the magnetic field is always on, but that EMF emission is restricted to the situation when the MR EQUIPMENT is scanning.

For MR EQUIPMENT that does not require a CONTROLLED ACCESS AREA, the need for and location of the safety signs shall be described in the RISK MANAGEMENT FILE by the MANUFACTURER.

Information shall be provided in the instructions for use concerning specific physiological effects related to MR EQUIPMENT.

201.7.9 ACCOMPANYING DOCUMENTS**201.7.9.1 General**

Addition:

The ACCOMPANYING DOCUMENTS should provide sufficient information to the RESPONSIBLE ORGANIZATION to enable it to comply with the local regulations and requirements for exposure limits appropriate to the PATIENT and MR WORKER.

201.7.9.2 Instructions for use**201.7.9.2.10 Messages**

Replacement:

The instructions for use shall list all system messages, error messages, and fault messages that are generated related to safety concerns unless these messages are self-explanatory.

201.7.9.2.17 ME EQUIPMENT emitting radiation

Addition:

NOTE The instructions for use in 201.7.9.2.101 and the compatibility technical specification sheet in the technical description in 201.7.9.3.101 provide detailed information concerning electromagnetic fields of the MR EQUIPMENT.

Addition:

*** 201.7.9.2.101 Instructions for use for MR EQUIPMENT***** a) Pre-screening of the PATIENT and the MR WORKER**

Instructions for use shall provide clear recommendations to the RESPONSIBLE ORGANIZATION regarding pre-screening of PATIENTS and MR WORKERS. This specifically applies to those PATIENTS and MR WORKERS who could be placed at RISK due to their professional activity, past medical history, present medical state and/or the physical environment of the MR EQUIPMENT. These instructions shall indicate the need for a pre-screening programme to identify such PATIENTS and MR WORKERS at RISK, and shall provide recommendations to adequately safeguard these PATIENTS and MR WORKERS from injury. For the MR WORKER and the PATIENT especially the RISK due to the past professional activity, which could have caused accidental implantation of ferromagnetic materials, shall be considered.

The following specific classes of PATIENTS shall be mentioned:

- classes of PATIENTS for whom MR EXAMINATIONS are considered to be contraindicated;
- classes of PATIENTS having higher than normal likelihood of needing emergency medical treatment, independent of the physical environment of the MR EQUIPMENT;
- classes of PATIENTS having a higher than normal likelihood of needing emergency medical treatment due to the elevated values of the applied fields, when the MR EQUIPMENT is capable of operating within the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE as described in subclause 201.12.4.101.

* b) MEDICAL SUPERVISION OF PATIENTS

Instructions for use shall provide clear recommendations to the RESPONSIBLE ORGANIZATION to establish a programme for the supervision appropriate to the classes of PATIENTS described in 201.7.9.2.101 a) and to the controlled modes of operation of the MR EQUIPMENT as defined in 201.3.208, 201.3.231 and 201.3.244.

Instructions for use shall:

- include the recommendation that all PATIENTS should receive at least ROUTINE MONITORING;
- if the MR EQUIPMENT is capable of operating within the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE: give recommendation that procedures should be established to ensure that MEDICAL SUPERVISION is provided when entering the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;
- if the MR EQUIPMENT is provided with a SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE: include notification that operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE requires approval of investigational human studies protocol according to local requirements (e.g. ethics committee, investigational review board, etc.). In addition it shall be stated that the local approval should specifically state limits for GRADIENT OUTPUT, SAR and static field strength.

* c) Emergency medical procedures

Instructions for use shall give clear recommendation to the RESPONSIBLE ORGANIZATION to define and implement specific emergency medical procedures that apply to the PATIENT and that take into account the presence of the magnetic field, so that if during MR EXAMINATION the PATIENT feels ill or is injured by external causes, medical treatment can be given as soon as possible.

These instructions shall include recommendations to establish a procedure for removing PATIENTS rapidly from the magnet's influence, if necessary, by using the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT.

* d) Exposure of the PATIENT and MR WORKER to excessive acoustic noise

The instructions for use:

- shall draw attention to the possibility that anaesthetised PATIENTS can have less than normal protection against high sound pressure, so that ear protection for these PATIENTS should not be omitted even at moderate sound levels;
- shall draw attention to the fact that in some countries legislation may exist covering the exposure of personnel to noise;
- shall state that for tasks in the CONTROLLED ACCESS AREA during scanning, the MR WORKER shall wear adequate hearing protection to reach compliance with the rules for protection of personnel to noise;
- shall draw attention to the RISK of temporary or permanent hearing impairment if adequate hearing protection is not used.

For MR EQUIPMENT that is capable of producing more than an A-weighted r.m.s. sound pressure level ($L_{Aeq, 1h}$) of 99 dB(A), the instructions for use:

- shall state that the A-weighted r.m.s. sound pressure level is measured according to NEMA MS 4:2010;
- shall state that hearing protection shall be used for the safety of the PATIENT and that this hearing protection shall be sufficient to reduce the A-weighted r.m.s. sound pressure level below 99 dB(A);

- shall state that special attention and special training for the OPERATOR is required for proper positioning of the hearing protection, especially when standard ear muffs cannot be applied, or no protection at all can be applied, as for neonates and premature infants;
- shall draw attention to a warning that due to increased anxiety, accepted sound pressure levels can still be of concern to pregnant women and the foetus, to new-borns, infants and young children and to the elderly;

NOTE 1 An applicable safety sign is ISO 7010-M003 (2011) (see Table 201.D.101, safety sign 6).

* e) CONTROLLED ACCESS AREA

When the installation of a CONTROLLED ACCESS AREA is required for the MR EQUIPMENT (see 201.7.9.3.101 a) and 202), the instructions for use

- shall state, that it is the responsibility of the RESPONSIBLE ORGANIZATION to follow local statutory requirements with respect to access to the CONTROLLED ACCESS AREA;
- shall specify, preferably accompanied by a scaled diagram, the size and shape of the CONTROLLED ACCESS AREA;
- shall indicate the need to establish adequate rules for controlling access to the CONTROLLED ACCESS AREA in terms of the potential RISK to PATIENTS and MR WORKERS within the CONTROLLED ACCESS AREA from the attraction of objects containing iron or other magnetically active materials or from torque on such metallic materials and the potential RISK to persons inadvertently entering the area who can be affected by the possible dysfunction of their medical implants such as pacemakers;

NOTE 2 For magnetic field strengths less than 0,5 mT no administrative controls are required.

- shall list EQUIPMENT and tools specified or recommended by the MANUFACTURER for use in the CONTROLLED ACCESS AREA. For all EQUIPMENT, ACCESSORIES or tools listed, a description should be given of special measures that are needed, if any, for their installation as well as special precautions, if any, for their use;
- shall state that peripheral equipment, including PATIENT monitoring, life supporting devices and emergency care equipment, which is not specified or recommended for use in the CONTROLLED ACCESS AREA, can be disturbed by the radio frequency field, the switched gradients or the magnetic fringe field of the MR EQUIPMENT and that this peripheral equipment can also disturb the proper functioning of the MR EQUIPMENT;
- shall explain the meaning of device labelling for MR safe, MR conditional and MR unsafe.

* f) Liquid and gaseous cryogens

For MR EQUIPMENT equipped with superconducting magnets, instructions for use shall, in order to prevent accidents and QUENCH:

- require adequate provisions for supply of liquid cryogen;
- recommend that cryogen refilling be performed by trained and experienced personnel only;
- provide information on maintenance and inspection of the magnet including the liquid cryogen level(s);
- provide information on the minimum cryogen level(s) required for normal operation;
- require that frequent checks of cryogen level(s) be carried out by the RESPONSIBLE ORGANIZATION;
- give clear information on potential HAZARDS of the use of liquid cryogen as well as information on proper handling of these liquids. This shall include information concerning:
 - the wearing of protective clothing to prevent frostbite;

NOTE Applicable safety signs ISO 7010-M004 (see Table 201.D.101, safety sign 7) and ISO 7010-M009 (see Table 201.D.101, safety sign 8) are appropriate for placement near the location where the cryogen refill is performed.

- procedures to be performed after gas release;
- precautions against lack of oxygen;
- the use of non-magnetic containers for the cryogen that are being supplied;
- procedures to be followed if flammable materials are found near the cryogen container.

NOTE 3 Liquid oxygen can accumulate, or the gaseous oxygen concentration can become high in the vicinity of the cryogen.

* g) Operating modes

Instructions for use shall provide information concerning the meaning and background of each mode of operation: NORMAL OPERATING MODE, FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, and SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, as they are defined in 201.12.4.101. The instructions for use shall also give the explanation that the static magnetic field, GRADIENT OUTPUT and SAR levels for PATIENTS are based on current scientific literature related to safety, and that the level of exposure, the decision of leaving the NORMAL OPERATING MODE and the possible need for physiological monitoring of the PATIENTS shall be a medical judgement as to the PATIENTS' potential RISK versus benefit.

Instructions for use shall explain the requirements of each operating mode:

- For MR EQUIPMENT operating within the NORMAL OPERATING MODE, no specific indication or measure is required to be displayed.
- For MR EQUIPMENT capable of operation in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the properties of the MR EQUIPMENT with respect to displayed indication before entering this mode and to deliberate action when entering this mode, as required in 201.12.4.101.4 shall be described. Also, MEDICAL SUPERVISION shall be recommended as required in 201.7.9.2.101 b).
- For MR EQUIPMENT capable of operating within the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, specific security measures shall be provided as required in 201.12.4.101.5 to prevent unauthorised operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is only permitted under a human studies protocol approved according to local requirements as required in 201.7.9.2.101 b).

Instructions for use shall recommend that attention should be paid to the safety of PATIENTS in terms of the deliberate action and MEDICAL SUPERVISION which is required for entering the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, or in terms of the specific security measures and approval of investigational human studies protocol according to local requirements required for entering the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

* h) Exposure of the PATIENT and MR WORKER to the static magnetic field

For MR EQUIPMENT that is capable of operation in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE or the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for static magnetic field, the instructions for use shall:

- explain the possible effects that PATIENTS and MR WORKERS can experience when the main static magnetic field is above the level of the NORMAL OPERATING MODE, paying particular attention to the effects that can be experienced if the PATIENT's or the MR WORKER's head is moved rapidly while inside or close to the MR EQUIPMENT, including vertigo, nausea and a metallic taste in the mouth;
- recommend that the PATIENT remains still while in the region of high static magnetic field;
- provide information on the values of B_0 which the MR EQUIPMENT is capable of;

- explain that when the main static magnetic field is higher than 3 T and not exceeding 8 T, the MR SYSTEM is continuously operating in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE and therefore ensure that MEDICAL SUPERVISION is provided for all PATIENTS;
- explain that adequate training shall be given to MR WORKERS to minimise adverse health effects arising from the high static magnetic field;
- explain the health effects related to the increased static magnetic field;
- explain the possible changes in the MR compatibility of the tools and accessories used by the MR WORKER as a function of the value of the static magnetic field;
- explain that when the main static magnetic field is higher than 8 T, the MR SYSTEM is continuously operating in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE and therefore ensure that MEDICAL SUPERVISION is provided for all PATIENTS. Explain that in this situation MR WORKERS shall not be allowed to access the MR EQUIPMENT without special authorization.

i) Exposure of the PATIENT to time varying magnetic fields

For MR EQUIPMENT that is capable of operation at levels of GRADIENT OUTPUT above the NORMAL OPERATING MODE the instructions for use shall:

- explain the possible effects on the PATIENTS of the level of GRADIENT OUTPUT in each of the operating modes with which the MR EQUIPMENT is provided, paying particular attention to possible effects on the peripheral nervous system and on the heart;
- provide information on the GRADIENT OUTPUT of which the MR EQUIPMENT is capable in each operating mode;
- explain that the MR EQUIPMENT will display an indication of the appropriate operating mode when the value of GRADIENT OUTPUT exceeds the limits of the NORMAL OPERATING MODE;
- describe the gradient system as either a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM or as a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM and describe the volume in which the GRADIENT OUTPUT is in compliance.

j) Exposure of the PATIENT to radio frequency magnetic fields

The instructions for use shall draw attention to RISK factors, which can increase the potential for local excessive RF heating of the PATIENT and they shall describe ways for the OPERATOR to mitigate these RISK factors. These factors include:

- the presence of conductive (metallic) objects or implants within the sensitivity region of the RF transmit coil. All clothing containing metallic thread or components and all other metallic objects such as watches, coins, etc. shall be removed from the PATIENT;
- the use of medicinal products in transdermal patches which can cause burns to the underlying skin;
- the fact that skin-to-skin contact can form a conductive loop through part of the body, e.g., inner thigh-to-thigh, calf-to-calf, hand-to-hand, hand-to-body, ankle-to-ankle contact;
- the presence of damp clothing;
- the placement of the body or extremities against the RF transmit coil surface;
- the contact between PATIENT and RF receive coil cable and the routing of the RF coil cable in proximity to RF transmit coil;
- the formation of loops with RF receive coil cables and ECG leads;
- the use of MR conditional ECG electrodes and leads. Inform the OPERATOR to read and carefully follow the instructions for use. Inform the OPERATOR to always use electrodes that have not passed their expiration date.

- the scanning of sedated or unconscious PATIENTS, or PATIENTS with loss of feeling in any body part, e.g., paralysis of arms or legs, and who would therefore not be able to alert the OPERATOR as to excessive heating and associated tissue damage;
- the presence of unconnected receive coils or electric cables that remain in the RF transmit coil during the examination.

For MR EQUIPMENT that is capable of operation at SAR levels above the NORMAL OPERATING MODE, the instructions for use shall:

- explain the possible effects of elevated values of the different types of SAR that are limited by the MR EQUIPMENT as required in 201.12.4.103;
- explain the possible effects of the SAR on the PATIENTS in each of the operating modes provided by the MR EQUIPMENT, paying particular attention to the safety of PATIENTS who can have reduced thermal regulatory capabilities and increased sensitivity to raised body temperature (e.g. febrile and cardiac decompensated PATIENTS, those with compromised ability to perspire, and pregnant women). In addition, information describing the importance of environmental controls and the effect of ENVIRONMENTAL TEMPERATURE on PATIENT CORE TEMPERATURE rise shall be provided, along with recommendations for environmental conditions for the PATIENT;
- provide information on the values of each type of SAR the MR EQUIPMENT is capable of;
- explain that the limits for the operating modes for WHOLE BODY SAR given in 201.12.4.103 assume that the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE is not more than 25 °C. In addition, the instructions for use shall explain how the SAR is controlled outside these environmental specifications. This explanation shall
 - specify that the MR EQUIPMENT shall not be used when the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE is greater than 25 °C, or
 - explain that the limit of the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for SAR shall be reduced according to 201.12.4.103.2 (only for MR EQUIPMENT that has the capability to measure the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE);
- draw attention to means to reduce the RISK from high SAR scanning, such as the need for breaks for the PATIENT to cool down, light clothing for the PATIENT and adequate ventilation of the PATIENT space;
- explain that the value of the B_{1+RMS} displayed on the CONTROL PANEL for each sequence is an indication of the RF magnetic field intensity. It can be of use to determine the RISK of scanning a patient with an active or passive implant.

* k) Occupational exposure to EMF

The instructions for use shall draw attention to the fact that MR WORKERS can be exposed to the electromagnetic fields (EMF) emitted by the MR EQUIPMENT. It shall provide sufficient information relating to the RISKS from these exposures to enable safe working procedures for the MR WORKER. The relevant requirements of 201.7.9.2.101 i) and j) for the PATIENT shall also apply for the MR WORKER. This information shall also include

- specification of areas to which access by the MR WORKER is restricted, if any;
- information on the maximum levels of the exposure in areas accessible to the MR WORKER, expressed in proper units for the static magnetic field (see subclause 201.7.9.2.101 h) and 201.12.4.104), the GRADIENT OUTPUT (see subclause 201.7.9.2.101.i) and 201.12.4.102) and the RF transmit field (see subclause 201.7.9.2.101 j) and 201.12.4.103) generated by the MR EQUIPMENT;
- instructions that the MR WORKER shall be informed and trained sufficiently so that they can perform all their tasks safely in a way that minimizes their exposure to EMF emitted by the MR EQUIPMENT;

- a statement that there is a possibility that mild Peripheral Nerve Stimulation (PNS) can be induced in the PATIENT and MR WORKER when exposed to the gradients in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;

The RISK factors associated with the expected exposure levels for the MR WORKER shall be explained. A description of ways for the MR WORKER to mitigate these RISK factors shall be given.

Known factors to draw attention to are:

- the possible physiological effect of exposure to RF radiation is heating. Exposure to RF radiation can be minimized by keeping sufficient distance away from the transmit RF coil or by reducing time of exposure during scanning;
- the possible physiological effect of exposure to the GRADIENT OUTPUT is peripheral nerve stimulation for the person exposed. Especially MR WORKERS performing INTERVENTIONAL MR EXAMINATIONS, shall be informed and trained that, although peripheral nerve stimulation is not expected, the SAFETY of PATIENTS shall not be compromised during interventional procedures due to peripheral nerve stimulation. Exposure to GRADIENT OUTPUT can be minimized by keeping sufficient distance away from the gradient coils during scanning.
- the possible physiological effects of exposure to static magnetic field are dizziness, vertigo, and a metallic taste in the mouth of the person exposed. Exposure to the static magnetic field can be minimized by staying away from the magnet (not just during scanning but all the time) and by avoiding rapid movements of the head while in the static magnetic field.

The INSTRUCTIONS FOR USE may state that it is generally accepted that no published evidence supporting the occurrence of cumulative and/or long-term effects after exposure to EMF emitted by the MR EQUIPMENT exists.

The instructions for use shall state that extra precaution is advisable for pregnant MR WORKERS, although there is no currently available epidemiological evidence for any negative health effects.

NOTE 4 Local regulations might apply.

The instructions for use shall state that the limits for MR WORKERS may not be applicable when an MR WORKER is pregnant. It might be required in some countries that the 'member of the public' limit be applied to the foetus, which implies that the pregnant MR WORKER is not allowed to be present in the examination room during scanning.

The instructions for use shall state that in some countries legislation might exist covering occupational limits for exposure to EMF, that are lower than the limits for MR WORKER given in this standard.

* I) Auxiliary EQUIPMENT

The RESPONSIBLE ORGANIZATION shall be made aware that any application of physiological monitoring and sensing devices to the PATIENT should be made under the RESPONSIBLE ORGANIZATION'S direction and is the RESPONSIBLE ORGANIZATION'S responsibility.

The instructions for use shall warn the RESPONSIBLE ORGANIZATION and the OPERATOR that the use of auxiliary equipment, such as physiological monitoring and gating equipment and RF transmit coils, which has not been specifically tested and approved for use in the environment of the MR EQUIPMENT might result in burns or other injuries to the PATIENT. Instructions for use shall further warn the RESPONSIBLE ORGANIZATION and the OPERATOR that even auxiliary devices labelled as MR safe or MR conditional with MR EQUIPMENT or MR SYSTEMS might be capable of causing injury if the MANUFACTURERS instructions, especially with respect to electrically conducting lead positioning, are not followed.

m) EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT

The instructions for use shall indicate when and how the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT should be operated in the event of an emergency. Examples of situations which would require emergency field shut down shall be provided.

NOTE 5 Permanent magnets cannot be de-energized in case of emergency.

n) Fire precautions

The instructions for use shall recommend to the RESPONSIBLE ORGANIZATION that fire precautions should be discussed with the local fire department, that emergency procedures should be established and that it is the RESPONSIBLE ORGANIZATION's responsibility to take the necessary initiatives.

o) Artefacts

The instructions for use shall alert the OPERATOR to the fact that image artefacts can occur as a result of technological and physiological factors (e.g. magnet homogeneity, gradient linearity, truncation, aliasing, motion, flow, chemical shift, susceptibility variations, etc.). The effects of these factors (e.g. image non-uniformity, geometric distortion, ghosts, wraparound etc.) on the image shall be described. Methods of correcting or mitigating such effects (e.g. changing bandwidth, gradient moment nulling, pre-saturation, etc.) shall also be discussed.

p) Recommended training

The instructions for use shall recommend that training is needed for the MR WORKER to operate the MR EQUIPMENT safely and effectively. This training shall include emergency procedures, including those for the issues described in this subclause under

- c) Emergency medical procedures
- e) CONTROLLED ACCESS AREA
- m) EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT
- n) Fire precautions
- s) Emergency actions in the event of a QUENCH.

q) Quality assurance

The instructions for use shall describe the quality assurance procedures recommended for the RESPONSIBLE ORGANIZATION, including a description of all of the phantoms to be used.

r) Maintenance

The instructions for use shall include the recommended maintenance schedules for the MR EQUIPMENT. Items that should be performed by service personnel shall be identified.

* s) Emergency actions in case of a QUENCH

The instructions for use shall include instructions on how to identify a QUENCH and how to act in the event of a QUENCH, especially when the venting system of the superconducting magnet system fails.

* t) Scanning of PATIENTS with active or passive implants.

The instructions for use shall declare that MR scanning is contra-indicated for PATIENTS with implants, the exception being PATIENTS with known MR safe or MR conditional implants that

can be scanned according to the conditions specified in the implant labelling. The instructions for use shall describe the significant RISKS associated with the scanning of PATIENTS with active or passive implants containing metal or other magnetic and/or electrically conductive materials

- the electromagnetic fields might exert strong forces on such implants;
- the electromagnetic fields might interfere with the operation of active devices;
- the implants might cause significant artefacts in the MR image;
- MR scanning when an implant is present might cause HARM such as internal heating that results in tissue damage, loss of physiologic function and serious injury.

The instructions for use shall also address the following related to MR scanning of PATIENTS with MR conditional implants:

- the MR scan should only be conducted based on the result of a risk versus benefit assessment by the RESPONSIBLE ORGANIZATION;
- the MR OPERATOR shall adhere to the conditions of use defined in the MR conditional implant labelling as described in the ACCOMPANYING DOCUMENTS of the implant MANUFACTURER;
- the instructions for use shall include a statement to explain the roles and responsibilities of the MR MANUFACTURER, the implant MANUFACTURER and the MR OPERATOR in scanning of PATIENTS with MR conditional implants.

NOTE 8 Sample text is provided in Annex AA

* u) Scanning of pregnant PATIENTS.

The instructions for use shall describe that scanning of pregnant PATIENTS with the WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL should be limited to the NORMAL OPERATING MODE with respect to the SAR level.

Attention shall be drawn to the fact that the fetus is considered as part of the general public, and that it is especially sensitive to potential thermal events during the first trimester. The RESPONSIBLE ORGANIZATION should be advised to avoid scanning patients in the first trimester or with unknown pregnancy status.

NOTE Pregnancy status is part of the RIS information. It is recommended that feedback via the user interface be provided to the OPERATOR during examination setup to validate the pregnancy status. The MR EQUIPMENT may enforce scanning in NORMAL OPERATING MODE unless the pregnancy status is NO.

v) Scanning of PATIENTS with elevated body CORE TEMPERATURE.

The instructions for use shall describe that the MR EQUIPMENT provides the operating modes to enable the OPERATOR to limit the body CORE TEMPERATURE rise of the PATIENT to avoid undue heat stress and prevent local tissue damage in the body of the PATIENT. Applicable limit values can be found in Table 201.104.

w). About function

The instructions for use shall specify where in the user interface the about function of the scanner can be found. The about function shall specify the hardware and software specification of the system, which together with the data given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS can be used to determine the specification of the static magnetic field, the gradients and the RF. More specifically the following information shall be given:

- Nominal B_0 value
- Maximum SPATIAL FIELD GRADIENT of the static magnetic field [T/m] outside the FIXED magnet covers

NOTE Historical labeling practice for MR conditional devices uses G/cm where 1 T/m is equivalent to 100 G/cm. Providing the conversion factor and/or the quantities in both units may be appropriate.

- Maximum spatial encoding gradient amplitude [mT/m] and maximum slew rate [T/m/s], both specified on a per axis basis
- Nominal frequency range per nuclei
- Maximum combined GRADIENT OUTPUT [T/s] on a cylinder with a diameter of 0,2 m, 0,4 m and bore-diameter minus 0,1 m

NOTE 6 For TRANSVERSE FIELD MAGNET types the cylinder axis (i.e. PATIENT axis) is perpendicular to the magnet axis. The term PATIENT bore is to be replaced by magnet gap between pole shoes: the term magnet length is to be replaced by pole shoe diameter.

x) FPO (FIXED PARAMETER OPTION)

If the system has FPO capabilities, the following information shall be given:

a statement that FPO limits the gradient and RF output in terms of dB/dt and B_{1+} ;

a statement that FPO requires OPERATOR activation;

instructions on how to activate FPO;

a statement that FPO limits may be part of MR conditional medical device labelling and that other scanning limits and/or PATIENT preparation may be required in addition to FPO to fully comply with the implant device MR conditional labelling;

a statement that FPO does not alter previously established operating modes, i.e. FPO can work in NORMAL OPERATING MODE and FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE;

a statement indicating that FPO is for use with devices that have MR conditional labelling that specifies FPO and the use of FPO when scanning PATIENTS with medical devices that do not have FPO labelling is potentially hazardous and may cause serious injury or death.

201.7.9.3 Technical description

201.7.9.3.1 General

Replacement of the eighth dashed item of the first paragraph and Note 2:

information pertaining to any necessary recurrent BASIC SAFETY testing including details of the means, methods and recommended frequency.

Addition:

201.7.9.3.101 Technical description of MR EQUIPMENT

a) CONTROLLED ACCESS AREA and SPECIAL ENVIRONMENT

For MR EQUIPMENT that generates a stray field exceeding 0,5 mT outside its FIXED magnet cover, the technical description

- shall indicate the necessity to define and permanently install a CONTROLLED ACCESS AREA around the MR EQUIPMENT such that outside this area, the static magnetic fringe field strength shall not exceed 0,5 mT;
- shall give clear recommendations as to how this CONTROLLED ACCESS AREA shall be delimited, e.g. by markings on the floor, barriers and/or other means to allow the RESPONSIBLE ORGANIZATION to adequately control access to this area by unauthorised persons;
- shall state that the CONTROLLED ACCESS AREA should be labelled at all entries by appropriate warning signs, including an indication of the presence of static magnetic fields and their attractive force or the torque on ferromagnetic materials (see Annex AA for examples of warning signs and prohibitive signs).

For those parts of the MR EQUIPMENT that require installation in a SPECIAL ENVIRONMENT, to ensure compliance with IEC 60601-1-2:2014, the technical description shall describe the need for adequate RF shielding, including the presence of an RF door switch and interlock mechanism preventing undue RF emissions and immunity.

When the MR EQUIPMENT is designed for installation in a room in which audiovisual contact with the PATIENT is likely to be limited, the technical description shall specify provisions in the design of the room and in the EQUIPMENT to enable audio and visual contact with the PATIENT during the MR EXAMINATION. The audio visual contact shall be sufficient to allow ROUTINE MONITORING and MEDICAL SUPERVISION of the PATIENT.

* b) Compatibility technical specification sheet

In addition to the instructions for use for MR EQUIPMENT a compatibility technical specification sheet shall be provided with sufficient information to enable testing the proper operation of peripheral equipment and to provide information to the RESPONSIBLE ORGANIZATION. The compatibility technical specification sheet (product data sheet) shall describe a number of parameters which characterise the MR EQUIPMENT. The parameter list includes:

- Magnet: type, field strength, bore dimension, cryogen types and boil-off rates, spatial distribution of surrounding field in plots relating to a typical installation of the MR EQUIPMENT:
 - The plots shall represent three suitable orthogonal planes through the magnet centre to illustrate maximum spatial extent of iso-magnetic contours.
 - Each plot shall contain at least the iso-magnetic contours with values of 0,5 mT, 1 mT, 3 mT, 5 mT, 10 mT, 20 mT, 40 mT, and 200 mT as well as a distance scale and a superimposed outline of the magnet.
 - The position in locations outside the FIXED magnet covers where SPATIAL FIELD GRADIENT (SFG) is maximum, and the values of B_0 and the SFG at that location. At this location the force on a saturated ferromagnetic object resulting from the spatial gradient of the main magnetic field is maximum.
 - The position in locations outside the FIXED magnet covers where the product of the magnitude of the static magnetic field B_0 and the SFG is maximum and the value of B_0 and SFG at that location. At this location, the force on a diamagnetic or paramagnetic object, or a ferromagnetic material below its magnetic saturation point, is a maximum.
 - A plot representing the 0,5 T, 1 T, 1,5 T, 2 T, 3 T and the 4 T iso-magnetic contours of the static magnetic field at positions accessible to and relevant for the MR WORKER shall be provided. Only the contour lines the magnet can produce are required.
 - Gradient system: type, maximum amplitude, fastest rise time, maximum slew rate and spatial distribution of the maximum magnitude values of the vector sum of the field components generated by each of the three GRADIENT UNITS:
 - Spatial distribution of the maximum magnitude values of the vector sum of the field components generated by each of the three GRADIENT UNITS simultaneously at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER during scanning as described in subclause 201.12.4.105.2.3.
 - Spatial distribution of the maximum magnitude values of the vector sum of the field components generated by each of the three GRADIENT UNITS simultaneously at positions on virtual cylinders coaxial with the patient axis with diameters of 0,2 m, 0,4 m and 0,1 m less than the narrowest aperture of the PATIENT accessible space. The virtual cylinders have the same length as the gradient coil. In the cylinder axis direction the points shall have a separation of not more than 0,05 m. Detailed calculation shall be performed in a fashion equivalent to the description given in subclause 201.12.4.105.2.3.
- NOTE 1 These requirements are for PATIENT safety and consequently differ from the requirements for the MR WORKERS as defined in subclause 201.12.4.105.2.3.
- RF system, types of RF transmit coils, amplifier peak power, applied maximum RF transmit field bandwidth, the maximum specified B_{1+RMS} for each volume transmit coil, and
 - the spatial distribution of the maximum RF transmit field for the unloaded coil at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER during scanning as described in subclause 201.12.4.105.3.3.

- the maximum RF transmit field at the ISOCENTRE of the system when the unloaded coil is positioned for imaging at the ISOCENTRE, and the distances from the ISOCENTRE on the coil axis (i.e. normally the z-direction) at which the RF transmit field is reduced by 3 dB and 10 dB from the maximum field at the ISOCENTRE

NOTE 2 These requirements are for PATIENT safety and consequently differ from the requirements for the MR WORKERS as defined in subclause 201.12.4.105.3.3.

– Compatibility protocols:

The MANUFACTURER of MR EQUIPMENT shall suggest protocols, which can be run routinely on the MR EQUIPMENT, to enable the MANUFACTURER of peripheral equipment to test the functionality of the peripheral equipment in the fields produced by the MR EQUIPMENT. The protocols are designed to run the MR EQUIPMENT with high transmit RF field or high gradient slew rates and amplitudes so that the MANUFACTURER of peripheral equipment can investigate the influence of the MR EQUIPMENT on its peripheral equipment. The tests are not intended for estimation of the possible effect of the peripheral equipment on the resulting image quality of the MR EQUIPMENT and are no guarantee that the peripheral equipment will function properly.

- PATIENT space: size, ventilation, communication, and lighting.
- PATIENT SUPPORT: dimensions, positioning, accuracy and maximum load.

* c) Safety provisions in the event of a QUENCH

For MR EQUIPMENT equipped with superconducting magnets, the ACCOMPANYING DOCUMENTS shall

- state the requirements for a venting system for the superconducting magnet which connects the cryostat of the magnet to the outside atmosphere and which is designed to withstand a QUENCH and to protect nearby persons in the event of a QUENCH;
- provide guidelines for the construction (dimensions, position, assembly and material to be applied) of the venting system for the superconducting magnet inside and outside the examination room;
- recommend a preventive maintenance program, which states that regular checks of the adequateness of the function of the venting system for the superconducting magnet are to be made;
- state requirements for the design of the examination room to ensure safety of the PATIENT and other persons inside and outside the examination room in the event of failure of the venting system during a QUENCH. The suggested design shall address the issues of reducing pressure build-up, temperature decrease and oxygen depletion during a QUENCH. A number of acceptable solutions for such provisions, demonstrated to be effective by simulation or test, shall be listed, so that even when the venting system of the superconducting magnet fails to work adequately, the chance of a HAZARD for the PATIENT or other persons inside as well as outside the examination room, as caused by pressure build-up, temperatures decrease or oxygen depletion during the QUENCH, is reduced considerably;
- state the need for the RESPONSIBLE ORGANIZATION to establish an emergency plan for a QUENCH, including a situation in which the venting system for the superconducting magnet fails to function adequately;
- state the need for possible extra control measures for the PATIENT ventilation system in order not to expose the PATIENT to additional helium transported to the PATIENT via the PATIENT ventilation system. The PATIENT ventilation system should have its inlet opening in a safe place (such as at a low level in the examination room or directly connected to the air-conditioning of the examination room), or be connected to a QUENCH detector, so that the PATIENT ventilation system can be automatically controlled when a QUENCH occurs and will not transport helium to the PATIENT inside the scanner.

NOTE 3 The venting system for the superconducting magnet is considered to be the cryogenic vent pipe and all the extra components necessary to safely accommodate a QUENCH.

NOTE 4 Examination room configurations demonstrated by simulation or test that are acceptable include:

- configurations in which the RF door opens outwards or is a sliding RF door;
- configurations in which the RF door opens inwards, if these include extra precautions to prevent PRESSURE build up. This can be realized by one of the following
 - an emergency examination room air extraction system, which can be switched on (possibly automatically via a hardwired oxygen monitor in the ceiling of the examination room to detect the escape of helium gas) to maximum in the event of a QUENCH; or
 - an opening in the wall or ceiling of the examination room, venting towards an open area; or
 - a possibility of opening the observation window in the examination room outward or by sliding; or
 - a second independent venting system for the superconducting magnet that remains operational in case the regular venting system for the superconducting magnet is obstructed; or
 - equivalent methods demonstrated to be effective by simulation or test.

d) Decay characteristics of magnetic field

For MR EQUIPMENT with superconducting magnets or resistive magnets, the technical description shall provide decay characteristics of the magnet in case of a QUENCH or of an emergency field shut down to enable the RESPONSIBLE ORGANIZATION to implement adequate life supporting and other safety procedures. These characteristics shall indicate the time from activation of the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT to the moment at which the field strength in the centre of the magnet has fallen to 20 mT.

In the technical description, guidance shall be given regarding where and how to install the actuator of the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT.

e) Type of gradient system

The gradient system shall be labelled in the technical description by the MANUFACTURER either as a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM or as a SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM.

f) Safety site readiness check list

Recommend the usage of a 'safety site readiness check list', which should list all the safety related aspects for the installation and should be acknowledged by the relevant parties involved in the installation of the MR SYSTEM before operation of the system starts.

201.8 Protection against electrical HAZARDS from ME EQUIPMENT

Clause 8 of the general standard applies except as follows:

* 201.8.7.3 Allowable values

Replacement:

- d) The allowable values of the EARTH LEAKAGE CURRENT are 5 mA in NORMAL CONDITION and 10 mA in SINGLE FAULT CONDITION. For permanently installed MR EQUIPMENT the EARTH LEAKAGE CURRENT under NORMAL CONDITION and SINGLE FAULT CONDITION shall not exceed 20 mA.

NOTE Local regulation can establish limits for protective earth currents of the installation. See also IEC 60364-7-710 [165]²⁾.

Addition:

- aa) Limits for PATIENT LEAKAGE CURRENTS and PATIENT AUXILIARY CURRENTS under normal and single fault condition do not apply for frequencies above 1 MHz. Hazards arising from high frequency currents are addressed in 201.12.4.103.2.

²⁾ Figures in square brackets refer to the Bibliography.

201.9 Protection against mechanical HAZARDS of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS

Clause 9 of the general standard applies except as follows:

201.9.6 Acoustic energy (including infra- and ultrasound) and vibration

Replacement:

*** 201.9.6.2.1 Audible acoustic energy**

The MR EQUIPMENT shall not produce noise having an unweighted peak sound pressure level (L_P) higher than 140 dB referenced to 20 μ Pa in any accessible area.

Compliance is checked by applying NEMA MS 4.

201.9.7 Pressure vessels and parts subject to pneumatic and hydraulic pressure

Addition:

201.9.7.101 Helium vessels of MR EQUIPMENT

If the helium vessel is designed as a pressure vessel, then it shall be in compliance with subclause 9.7 of the general standard, or with national regulations.

201.9.8 MECHANICAL HAZARDS associated with support systems

Replacement:

201.9.8.3 Strength of PATIENT or OPERATOR support or suspension systems

201.9.8.3.3 Dynamic forces due to loading from persons

Addition:

Where it is determined that the dynamic loading test of the general standard applies, the following provides an alternative means of compliance.

NOTE 1 The mass is accelerated for 150 mm, and then decelerates during compression of the 60 mm of foam, resulting in a force equivalent from 2 to 3 times the SAFE WORKING LOAD.

Where mechanical analysis proves that the following static load test is more severe than the dynamic load test specified in the general standard, it is possible to waive the dynamic load test based on RISK MANAGEMENT.

Compliance is checked by the following test:

Prior to performing this test, a PATIENT support/suspension system is positioned horizontally in its most disadvantageous position in NORMAL USE WHERE PATIENT loading and unloading takes place.

A mass which results in a force calculated to be greater than the dynamic load shall be placed on the PATIENT support. The contact area of this mass is equivalent to that defined in Figure 33 of the general standard and is applied for at least one minute. Any loss of function or structural damage that could result in unacceptable RISK constitutes a failure.

NOTE 2 The foam described in Figure 33 of the general standard is not required for this test.

201.10 Protection against unwanted and excessive radiation HAZARDS

Clause 10 of the general standard applies.

201.11 Protection against excessive temperatures and other HAZARDS

Clause 11 of the general standard applies.

201.12 Accuracy of controls and instruments and protection against hazardous outputs

Clause 12 of the general standard applies except as follows.

*** 201.12.4 Protection against hazardous output**

201.12.4.1 Intentional exceeding of safety limits

Addition:

NOTE The second level controlled operating mode covers all relevant requirements for MR EQUIPMENT.

201.12.4.2 Indication relevant to safety

Addition:

NOTE All relevant requirements for MR EQUIPMENT are covered in 201.12.4.101

Addition:

201.12.4.101 Operating modes

201.12.4.101.1 General

When during its operation one or more of the outputs of the MR EQUIPMENT reach a level that might cause undue physiological stress to the PATIENT, the OPERATOR shall decide whether or not this operation is in the interest of the PATIENT. In this subclause, requirements on the design of the MR EQUIPMENT are given that can help the OPERATOR to make that decision. The requirements in this subclause describe three levels of operation of MR EQUIPMENT that are specified with respect to the user interface and information given to the OPERATOR (201.12.4.101) and with respect to the values of output permitted (201.12.4.102 – 201.12.4.104).

The requirements of this subclause shall apply separately for the operating modes regarding the GRADIENT OUTPUT, the SPECIFIC ABSORPTION RATES (SAR) and the static magnetic field.

Demonstration of compliance with the requirements of this subclause relating to operating modes, (i.e. the means for control, the deliberate action required and the information and indications provided) shall be checked by inspection. The methods of measurement to demonstrate compliance with the operating mode limits contained in 201.12.4.102 and 201.12.4.103 are described in 201.12.4.105.

201.12.4.101.2 All operating modes

MR EQUIPMENT shall comply with the following requirements:

- a) Means (control) shall be provided in order to ensure, that the limit(s) of the (selected) operating mode cannot be exceeded. This control shall be independent of OPERATOR input

(as to PATIENT size, mass or position) or shall be checked by the MR EQUIPMENT in order to detect any OPERATOR input error.

- b) A reset to the NORMAL OPERATING MODE with respect to SAR and dB/dt shall be performed automatically with change of the PATIENT.
- c) The MR EQUIPMENT shall display on the CONTROL PANEL upon request the predicted value for the SAR. The MR EQUIPMENT shall display on the CONTROL PANEL upon request the predicted value for the B_{1+RMS} averaged over any 10 s period of the scan. The B_{1+RMS} value shall only be displayed when a volume RF transmit coil is applied.
- d) The MR EQUIPMENT shall, on request, display “CP” on the CONTROL PANEL if CIRCULARLY POLARIZED RF is used for the scan. For systems capable of other types of driving the VOLUME RF TRANSMIT COIL, means shall be provided to the MR OPERATOR to select CIRCULARLY POLARIZED RF. If selected, CIRCULARLY POLARIZED RF shall be active over the entire examination.

NOTE It is assumed that the maximum GRADIENT OUTPUT the system can deliver is known and available in the technical description.

201.12.4.101.3 NORMAL OPERATING MODE

For MR EQUIPMENT that is not capable of operation at levels above the NORMAL OPERATING MODE as specified in 201.12.4.102 and 201.12.4.103, no specific indication of the operating mode is required to be displayed at the CONTROL PANEL.

201.12.4.101.4 FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE

MR EQUIPMENT that allows the operation in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE as specified in 201.12.4.102 and 201.12.4.103 shall comply with the following requirements:

- a) Before the start of each scan, an indication of the operating mode defined by the predicted value of the GRADIENT OUTPUT and SAR, to be applied during the scan shall be displayed at the CONTROL PANEL.
- b) If the value of the GRADIENT OUTPUT or SAR that controls the scan is such as to enter the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the attention of the OPERATOR shall be drawn to this condition by a clear indication on the CONTROL PANEL. A record of the operating mode or equivalent data shall be an integral part of the image data.
- c) A deliberate action of the OPERATOR shall be necessary in order to enter the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

201.12.4.101.5 SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE

MR EQUIPMENT, which allows the operation in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for values of the GRADIENT OUTPUT or SAR as specified in 201.12.4.102 and 201.12.4.103, shall comply with the following requirements:

- a) A specific security measure that prevents access to the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE shall be deactivated before entering the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. The specific security measure shall be designed so that the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE can be accessed only under the authorisation of the medically responsible person acting under the authority of a human studies protocol approved according to local requirements. The specific security measure shall involve a key-lock, a combination lock, a software password, or other protective device.
- b) Before the start of each scan, an indication of the operating mode defined by the maximum GRADIENT OUTPUT and SAR value for the scan, and a statement of the SAR and the GRADIENT OUTPUT value to be applied during the scan shall be displayed at the CONTROL PANEL.
- c) A record of the GRADIENT OUTPUT or SAR that controls the scan values and the equivalent data shall be an integral part of the image data.

- d) An indication to the OPERATOR shall be included that the operating conditions are potentially hazardous and that these conditions should not be applied for normal clinical use.
- e) The MR EQUIPMENT shall provide means to set adjustable limits (in the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE) of GRADIENT OUTPUT or different types of SAR which cannot be adjusted by the OPERATOR, unless authorized.

*** 201.12.4.102 Protection against excessive low frequency field variations produced by the gradient system**

201.12.4.102.1 General

In this standard, low frequency field variations produced by the gradient system are the variations which might produce cardiac or peripheral nerve stimulation (PNS) (i.e. the EFFECTIVE STIMULUS DURATION >20 μ s and thus no tissue heating is considered).

201.12.4.102.2 Objectives for limitation of PNS OUTPUT

The MR EQUIPMENT shall be designed to automatically control the gradient waveforms so that cardiac stimulation in the PATIENT and in the MR WORKER at any operating mode is prevented.

The MR EQUIPMENT shall be designed to automatically control the gradient waveforms so that the occurrence of intolerable peripheral nerve stimulation (PNS) in the PATIENT and in the MR WORKER at any operating mode is minimized.

NOTE MR EQUIPMENT that meets the requirements given in the following subclauses are considered to satisfy these objectives when balanced against their diagnostic efficacy.

For this particular standard it is understood that

- PNS is the sensation of an activation of the nervous system due to gradient switching;
- the onset of sensation is the PNS THRESHOLD LEVEL (see 201.3.227);
- uncomfortable PNS is the level tolerable to the PATIENT and the MR WORKER when properly informed and motivated;
- intolerable PNS is the level at which the PATIENT will ask the scan procedure to be terminated immediately;
- cardiac stimulation is the induction of an ectopic beat or other cardiac arrhythmia.

The MR EQUIPMENT shall minimize the occurrence of uncomfortable PNS in the NORMAL OPERATING MODE.

201.12.4.102.3 Limits for PNS OUTPUT

201.12.4.102.3.1 General

In this subclause, limits for the PATIENT and the MR WORKER are expressed as a maximum value for the PNS OUTPUT, either as the

electric field E induced in the PATIENT or the MR WORKER by the changing magnetic field of the gradients, or

dB/dt , the TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD of the gradients.

The limits are a function of the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$. The EFFECTIVE STIMULUS DURATION is illustrated in Figure 201.101 for some waveforms.

Test conditions used to demonstrate compliance to these limits are defined in 201.12.4.105.2.

NOTE MR WORKER exposure limits are the same as the maximally allowed limits for the PATIENTS. Compliance with the PNS OUTPUT limits for PATIENTS therefore automatically implies compliance for the MR WORKERS.

201.12.4.102.3.2 Limits related to prevention of cardiac stimulation

To protect against cardiac stimulation in each operating mode, the GRADIENT OUTPUT of all GRADIENT UNITS shall satisfy:

$$E < \frac{2}{\left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t_{s,eff}}{3}\right) \right\}}$$

where

$t_{s,eff}$ (ms) is the EFFECTIVE STIMULUS DURATION ;

E (V/m) is the electric field induced by GRADIENT SWITCHING.

For MR EQUIPMENT provided with WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS, this limit may be replaced by:

$$dB / dt < \frac{20}{\left\{ 1 - \exp\left(-\frac{t_{s,eff}}{3}\right) \right\}}$$

where

dB/dt (T/s) is the rate of change of the magnetic field during GRADIENT switching;

$t_{s,eff}$ (ms) is the EFFECTIVE STIMULUS DURATION.

201.12.4.102.3.3 Limits related to peripheral nerve stimulation (PNS)

Limits of PNS OUTPUT either shall be based on the results of an experimental study of human subjects as described in section a) of this subclause or shall have values as stated in section b) of this subclause.

a) Directly determined limits

Limits related to minimising PNS for any given type of gradient system may be based on direct determination from a study on human volunteers and are as follows:

- for operation in the NORMAL OPERATING MODE, the gradient system shall operate at a level that does not exceed 80 % of the directly determined mean PNS THRESHOLD LEVEL, and
- for operation in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the gradient system shall operate at a level that does not exceed 100 % of the directly determined mean PNS THRESHOLD LEVEL.

In addition the study may be used to derive weight factors for each GRADIENT UNIT, suitable for use in the control of the GRADIENT OUTPUT (see 201.12.4.102.2)

The manner in which the direct determined PNS THRESHOLD LEVEL and weight factors are obtained from the human volunteer study shall comply with the conditions stated in 201.12.4.105.1.

These limits and weight factors shall not be applied to other types of gradient systems, unless such types are shown to be of sufficiently similar design.

b) Default values

When no direct determination of limits is obtained, the GRADIENT OUTPUT limits for the NORMAL OPERATING MODE (L01) and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE (L12) shall, depending on the label (as defined in 201.7.9.3.101 e) not be larger than the values stated below:

$$L12 = 1,0 \, rb(1 + 0,36/t_{s,eff}), \quad (t_{s,eff} \text{ in ms})$$

$$L01 = 0,8 \, rb(1 + 0,36/t_{s,eff}), \quad (t_{s,eff} \text{ in ms})$$

where

$t_{s,eff}$ (ms) is the EFFECTIVE STIMULUS DURATION and

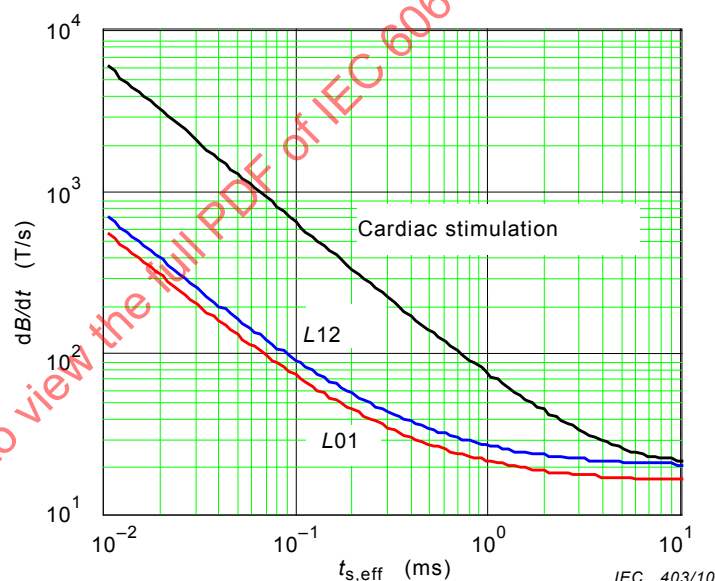
rb (here in T/s) is the rheobase given in Table 201.102.

$L01$ and $L12$ as well as rb shall either be expressed as the electric field E (V/m) induced or as the TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD dB/dt (T/s).

Table 201.102 – Rheobase values per type of gradient system

Type of gradient system	rb expressed as E (V/m)	rb expressed as dB/dt (T/s)
WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM	2,2	20
SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM	2,2	Not applicable

Figure 201.102 gives a graphical presentation of the limits for GRADIENT OUTPUT for a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM related to cardiac stimulation and peripheral nerve stimulation, expressed in dB/dt , as a function of the EFFECTIVE STIMULUS DURATION.



Limits for peripheral nerve stimulation of GRADIENT OUTPUT for the NORMAL OPERATING MODE ($L01$) and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE ($L12$) in WHOLE BODY GRADIENTS, expressed as dB/dt (T/s) versus t_s (ms). The limit of 201.12.4.102.3.2 for cardiac stimulation is shown for comparison.

Figure 201.102 – Limits for cardiac and peripheral nerve stimulation

201.12.4.102.3.4 Control of PNS OUTPUT

The MR EQUIPMENT shall control the PNS OUTPUT O of the gradient system so that it does not exceed the limits for peripheral nerve stimulation. O shall either be obtained by weighted quadratic addition from O_i , the maximum PNS OUTPUT of each GRADIENT UNIT i , or by properly validated alternative summation rules.

The equation expressing weighted quadratic addition shall be:

$$O = \sqrt{\sum (w_i O_i)^2}$$

where w_i is the weight factor per GRADIENT UNIT.

Weight factors for E -fields are always equal to one, weight factors for dB/dt are stated in Table 201.103. Values of weight factors derived by direct determination or other properly validated means may be used.

Table 201.103 – Weight factors for summation of the maximum output O_i per GRADIENT UNIT

Type of gradient system		Weight factors		
		W_{AP}^a	W_{LR}^a	W_{HF}^a
WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM	Default values	1,0	1,0	1,0
	Cylinder magnets	1,0	0,8	0,7
	Empirical determination	1,0	b	b
SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM	Default values	1,0	1,0	1,0
	Empirical determination	1,0	b	b
NOTE Weight factors for the E field are always equal to one.				
a W_{AP}, W_{LR}, W_{HF}: Weighting factors allowed per GRADIENT UNIT, depending on the orientation of the direction of the GRADIENT UNITS with respect to the PATIENT coordinate system with axes AP (anterior-posterior), LR (left to right) and HF (head to feet). b Values of weight factors derived by direct determination or other properly validated means may be used.				

* 201.12.4.103 Protection against excessive radio frequency energy

* 201.12.4.103.1 Limits for temperature

To avoid undue heat stress and prevent local tissue damage in the body the MR EQUIPMENT shall limit the tissue temperature rise of the PATIENT to values given in Table 201.104 by limiting pulse sequence parameters and by limiting radio frequency power. Allowed values for the temperature rise of the MR WORKER caused by the MR EQUIPMENT are equal to the values for the PATIENT as defined in Table 201.104 for the NORMAL OPERATING MODE and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

Table 201.104 – Temperature limits

Operating mode ↓	Maximum CORE TEMPERATURE	Maximum Local tissue temperature	Rise of CORE TEMPERATURE °C
NORMAL	39	39	0,5
FIRST LEVEL CONTROLLED	40	40	1
SECOND LEVEL CONTROLLED	>40	>40	>1

Compliance to the limits to temperature rise may be reached by limiting the SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR) as specified in 201.12.4.103.2. These SAR values limits are derived such that the spatially localized temperatures are expected not to result in tissue damage.

The values of Tables 201.104 and 201.106 are conservative. Higher temperatures and higher LOCAL SAR values may be accepted for specific tissues if no unacceptable RISK for the PATIENT occurs.

Compliance is checked by inspection of the RISK MANAGEMENT FILE.

NOTE 1 Ongoing studies on tissue heating models, e.g. CEM43, might be incorporated in the future updates of this standard.

NOTE 2 Since the stray field of the RF transmit coil drops off rapidly outside the coil and by geometrical considerations, whole body exposure of the MR WORKER is not possible. It therefore can be assumed that the exposure for the MR WORKER is most likely to be at the level of NORMAL OPERATING MODE when the system is operating in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE

NOTE 3 The requirements regarding protection against radio frequency power assume that the MANUFACTURER'S recommendations regarding the control of ENVIRONMENTAL TEMPERATURE and other conditions are met.

NOTE 4 For ACCESSIBLE SURFACES the temperature limits of the general standard apply. For estimation, see rationale.

* 201.12.4.103.2 Limits for SAR

The methods of measurements to demonstrate compliance with these requirements are described in 201.12.4.105.3.

In Table 201.105, allowed ranges of values of WHOLE BODY SAR, PARTIAL BODY SAR AND HEAD SAR are given for NORMAL OPERATING MODE and FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. For the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, no limits are given. These limits are considered the responsibility of the local investigational review board that has authorized its use.

The mass used to determine the WHOLE BODY SAR is given by the PATIENT mass. The mass to determine the PARTIAL BODY SAR is called exposed PATIENT mass. It is given by the PATIENT mass within the effective volume of the RF transmit coil. The effective volume of the RF transmit coil shall be that volume in which no more than 95 % of the total absorbed RF power is deposited inside a homogeneous material which fills the volume normally accessible by the PATIENT.

The mass to determine the HEAD SAR shall be the mass of the head approximated by a suitable model. The mass to determine the LOCAL SAR shall be 10 g.

Table 201.105 – SAR limits for volume transmit coils

Averaging time	6 min		
	WHOLE BODY SAR	PARTIAL BODY SAR	HEAD SAR
Body region →	Whole body	Exposed body part	Head
Operating mode ↓	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)
NORMAL	2	2 – 10 ^a	3,2
FIRST LEVEL CONTROLLED	4	4 – 10 ^a	3,2
SECOND LEVEL CONTROLLED	>4	>(4 –10) ^a	>3,2
MR EXAMINATION specific absorbed energy	The max. energy dose (SAR × examination time) shall be limited, subject to the RISK MANAGEMENT.		
Short duration SAR	The SAR limits over any 10 s period shall not exceed two times the stated values.		
^a The limit scales dynamically with the ratio "exposed PATIENT mass / PATIENT mass": NORMAL OPERATING MODE : $\text{PARTIAL BODY SAR} = 10 \text{ W/kg} - (8 \text{ W/kg} * \text{exposed PATIENT mass} / \text{PATIENT mass})$ FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE : $\text{PARTIAL BODY SAR} = 10 \text{ W/kg} - (6 \text{ W/kg} * \text{exposed PATIENT mass} / \text{PATIENT mass})$			

NOTE 1 MR WORKER exposure limits are the same as the maximally allowed limits for the PATIENTS. Compliance with the SAR limits for PATIENTS therefore in practice implies compliance for the MR WORKER.

NOTE 2 The ratio between the whole body SAR and the local SAR is discussed in the rationale

NOTE 3 The MR EXAMINATION specific absorbed energy limitation has been introduced because very long duration PATIENT studies have become more common. It limits either the MR EXAMINATION duration or the SAR level of the individual scans of this MR EXAMINATION and is applicable to all SAR limits and all operating modes. If there are multiple, separate studies on a given day where the PATIENT has been given a reasonable rest, each study is considered to be independent from a MR EXAMINATION specific absorbed energy perspective.

NOTE 4 Following the definition of a VOLUME RF TRANSMIT COIL, a transmit coil designed for exposure of the e.g. the knee or the wrist is considered to be a VOLUME RF TRANSMIT COIL. Since for these types of coils the exposed PATIENT mass is considerably reduced, the PARTIAL BODY SAR limits are applied.

Table 201.106 – SAR limits for local transmit coils

Averaging time	6 min		
	LOCAL SAR		
Body region →	Head	Trunk	Extremities
Operating mode ↓	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)
NORMAL	10 ^a	10	20
FIRST LEVEL CONTROLLED	20 ^a	20	40
SECOND LEVEL CONTROLLED	>20 ^a	>20	>40
Short duration SAR	The SAR limits over any 10 s period shall not exceed two times the stated values		
^a	NOTE In cases where the orbit is in the field of a small LOCAL RF TRANSMIT COIL, care should be taken to ensure that the temperature rise is limited to 1 °C.		

In Table 201.106 allowed ranges of values of LOCAL SAR are given for NORMAL OPERATING MODE and FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. For the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, no limits are given. These limits are considered the responsibility of the local investigational review board that has authorized its use.

Voltages will be induced on the conductors placed in a time-varying magnetic field with time-varying components normal to at least some of the various loops. Electric fields between the conductors depend on spacing and can be arbitrarily large, but are typically localized. At radio frequencies, these localized electric fields can result in high LOCAL SAR levels. The issues can be avoided in a variety of ways (suppressing currents with baluns, using spacers to keep PATIENTS away from high field regions). It is imperative that localized SAR from transmission lines is controlled by the LOCAL SAR limits given in Table 201.106. It is the RESPONSIBLE ORGANIZATION's responsibility to follow the instructions given by the MR MANUFACTURER in the instructions for use.

When applicable the MANUFACTURER shall address in the RISK MANAGEMENT FILE the RISK associated with unwanted RF interaction.

Compliance is checked by inspection of the RISK MANAGEMENT FILE.

For WHOLE-BODY SAR, the values in Table 201.105 are valid at ENVIRONMENTAL TEMPERATURES below 25 °C. At higher temperatures, these values shall be reduced depending on actual ENVIRONMENTAL TEMPERATURE. The reduction of SAR limits for ENVIRONMENTAL TEMPERATURE starts at the derating temperature of 25 °C.

For ENVIRONMENTAL TEMPERATURE that exceeds the SAR-derating temperature, the WHOLE-BODY SAR limit shall be reduced by 0,25 W/kg per degree until the SAR is 2 W/kg for FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Figure 201.103 is a graphical representation of the requirement in this subclause.

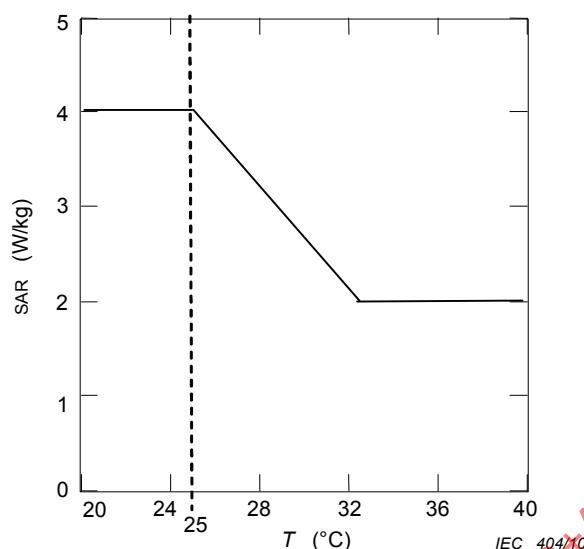


Figure 201.103 – Reduction of WHOLE BODY SAR limits at high temperatures

The curve displays WHOLE BODY SAR limits versus ENVIRONMENTAL TEMPERATURE for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE.

201.12.4.103.3 Control of SAR

For exposure with a VOLUME RF TRANSMIT COIL, the MR EQUIPMENT shall control the HEAD SAR, the PARTIAL BODY SAR and the WHOLE BODY SAR,.

For exposure with a LOCAL RF TRANSMIT COIL, the MR EQUIPMENT shall control the LOCAL SAR and the WHOLE BODY SAR,.

NOTE 1 Depending on the actual given exposure situation - defined by the dimensions of the RF transmit coil and of the PATIENT and his position relative to the coil - one of the SAR aspects will be the limiting factor and hence will determine the maximum RF power allowed to transmit.

NOTE 2 Requirements on the display of SAR are given in 201.12.4.101.

NOTE 3 Multi channel transmit coils have attributes of both LOCAL and VOLUME RF TRANSMIT COILS. The appropriate control of SAR depends on the use of the coil.

*** 201.12.4.104 Protection against exposure to static magnetic fields**

The static magnetic field of the MR EQUIPMENT is the operating magnetic field strength.

For the static magnetic field, the following operating mode limits as defined in 201.12.4.101 apply:

- The NORMAL OPERATING MODE comprises values of the static magnetic field equal or lower than 3 T.
- The FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE comprises values of the static magnetic field higher than 3 T and equal or lower than 8 T.
- The SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE comprises values of the static magnetic field higher than 8 T.

Physiological effects, such as vertigo and nausea, due to the movement in the static magnetic field for both the PATIENT and the MR WORKER should be minimised. This means that the value of dB/dt , which the human body is exposed to when moving in the static magnetic stray field, should be limited. The maximum allowed dB/dt values are the result of the speed of movement and the spatial field inhomogeneity (spatial gradient of the static magnetic field).

The allowed speed of motion for the transport of the PATIENT into the bore of the system through the gradient field of the static magnetic field shall be limited such that the maximum dB/dt value the PATIENT is exposed to shall be no more than 3 T/s. This limit is independent of the PATIENT's condition and therefore not related to a specific operating mode on the MR EQUIPMENT.

The instructions for use (see 201.7.9.2.101 k) shall explain the need to limit the speed of motion for the MR WORKER and the need for training.

201.12.4.105 Methods to demonstrate compliance with the requirements

201.12.4.105.1 Direct determination of the limits of the PNS OUTPUT

When limits of PNS OUTPUT are based on a direct determination study, the conduct of the study and the derivation of the threshold shall comply with this subclause.

The study shall be a human volunteer study. The observed parameter shall be the PNS THRESHOLD LEVEL.

The study shall have a defined protocol, including a period of training of the human subjects and a test for repeatability of the experience. Sample size shall be at least 11. Representative samples shall be obtained by including normal healthy adult subjects of both sexes.

To cover all PATIENT positions, a worst case position shall be determined for one EFFECTIVE STIMULUS DURATION and one volunteer, by stepwise displacement of the volunteer in the gradient system.

To cover all waveforms, three options are allowed:

- a) the threshold shall be recorded for all representative waveforms,
- b) the threshold shall be recorded for sinusoid or trapezoid waveforms and the dependence of threshold on waveform for other waveforms shall be inferred from a suitably validated model, or
- c) for all waveforms the threshold shall assumed to be equal to that recorded for trapezoid or sinusoid waveforms.

To cover the whole range of EFFECTIVE STIMULUS DURATIONS allowed by the gradient system, at least three values per decade shall be tested up to the maximum clinically relevant range. Interpolation between results may be used. All GRADIENT UNITS shall be tested individually, and when no stimulation is reached at maximum GRADIENT OUTPUT, combinations of two or three GRADIENT UNITS shall be tested in which at least one unit is driven at maximum output.

For each gradient waveform tested, for each GRADIENT UNIT and each EFFECTIVE STIMULUS DURATION, the mean PNS THRESHOLD LEVEL shall be derived from threshold value observed per volunteer in the worst case position.

Differences in threshold for the same waveform per GRADIENT UNIT observed in the study may be used as the basis for weight factors.

A report of the study of human subjects shall be made available for inspection upon request to any test facility that is documenting compliance with this standard. Upon request, the report

shall also be made available to any national regulatory authority in which the MR EQUIPMENT is commercially distributed.

This report shall state at minimum:

- waveform(s) and effective stimulus durations used;
- parameter used to describe the PNS OUTPUT;
- worst case position of volunteers in the MR EQUIPMENT;
- relevant demographic characteristics of the volunteers;
- number of volunteers;
- study protocol;
- PNS THRESHOLD LEVEL observed;
- directly determined PNS THRESHOLD LEVEL claimed;
- description of the model used to infer thresholds for waveforms that are not tested (if any);
- weighting factors claimed.

201.12.4.105.2 Determination of maximum GRADIENT OUTPUT

201.12.4.105.2.1 General requirement for the determination of the maximum GRADIENT OUTPUT

For each GRADIENT UNIT the spatial maximum of the GRADIENT OUTPUT in the COMPLIANCE VOLUME shall be determined at MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE, using either the waveform that is provided by the MR EQUIPMENT for clinical use, or a trapezoid or sinusoid waveform.

201.12.4.105.2.2 Determination of the maximum GRADIENT OUTPUT for the PATIENT

This determination shall be either by calculation a) or by test b), as follows.

a) Compliance determination by calculation

When the GRADIENT OUTPUT is expressed in dB/dt, the calculation may be based on the geometry of the current windings of the gradient coils, using Biot-Savart's law.

When the GRADIENT OUTPUT is expressed in E, the calculation may be based on the geometry of the current windings of the gradient coils, using the magnetostatic expression for the magnetic vector potential A. The induced electric field E is the negative of the time derivative of A minus the gradient of the electrostatic potential due to electric charges. Gradient-induced rheobase electric field values listed in Table 201.102 are used to calculate L12 and L01. L12 and L01 are the highest magnitude electric field values found in or on a homogeneous (conductivity = 0,2 S/m) simple geometry PATIENT model, for example a 0,2 m radius cylinder for a whole body cylindrical bore or an ellipsoid for a head coil. The electric field is to be calculated using the formula

$$E = -\partial A / \partial t - \nabla \Phi$$

where

A is the magnetic vector potential due to currents in the gradient coils and

Φ is the electrostatic potential due to electric charges (as further described in section 15 of the rationale).

Other suitable models (such as inhomogeneous models) may produce different electric field threshold values and may be used as alternatives if justified by the MANUFACTURER.

The magnetic vector potential for straight line segments may be calculated in closed form and then summed (as vector components).

Report of results:

- dimensions of the COMPLIANCE VOLUME and coordinates of its boundaries.

Data is to be reported for each individual GRADIENT UNIT:

- maximum gradient strength $G_{+,max}$; $G_{-,max}$;
- value of the MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE;
- value of the ramp time occurring when switching the GRADIENT UNIT between its maximum specified gradient strengths at MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE (ms);
- value of the GRADIENT OUTPUT (dB/dt or E);
- coordinates of the location of maximum GRADIENT OUTPUT;
- details of the model for the inhomogeneous conductivity of the PATIENT, when used.

b) Compliance determination of the GRADIENT OUTPUT by test

Test hardware:

1) SEARCH COIL design

SEARCH COILS shall be constructed so that three orthogonal components (Cartesian or cylindrical) of the GRADIENT OUTPUT can be measured. For example, three independent orthogonal SEARCH COIL elements may be constructed about a common centre. This SEARCH COIL design allows measurement of each independent component of the GRADIENT OUTPUT without requiring repositioning during the measurement procedure.

Each SEARCH COIL element shall be circular and shall be small with respect to the GRADIENT UNIT under test to ensure accuracy. The SEARCH COIL element consists of n turns of wire with a radius of r . The axial length of the coil shall be less than 20 % of its diameter. The SEARCH COIL elements shall be no more than 50 mm in diameter. The response of the SEARCH COIL element shall be determined by calculation or measurement. The instantaneous magnitude of the component of dB/dt coaxial with the SEARCH COIL element shall be determined from the peak voltage, V_{coil} , induced in the coil by the time varying magnetic flux:

$$|dB/dt| = |V_{coil} / (n\pi \cdot r^2)|$$

For example a typical SEARCH COIL element would consist of 15 turns of copper wire of 0,6 mm diameter on a form of 50 mm diameter ($r = 25$ mm) resulting in a circular coil approximately 9 mm long. An induced voltage of 200 mV would then result in a dB/dt = 6,79 T/s coaxial with the SEARCH COIL.

The individual SEARCH COIL elements shall each be provided with an attenuator unit that shall be calibrated to provide the same sensitivity for each of the SEARCH COIL elements or the sensitivity of each element shall be known from calculation or measurement. The signals of the individual SEARCH COIL elements shall be fed in parallel to a unit of which the output is the square root of the sum of the square of each input. This unit shall present its output as a voltage, the SEARCH COIL voltage. Alternately, the individual element dB/dt values may be calculated based on the measured voltages and element sensitivity, as determined from calculation or measurement. The individual element dB/dt values may then be squared, summed, and the square root of this sum taken to obtain the dB/dt value for the GRADIENT UNIT under test. The sensitivity factor relates the SEARCH COIL voltage V_{out} to dB/dt (T/s) as:

$$V_{out} = S \text{ dB/dt}$$

The minimum sensitivity of 0,01 V/T/s is recommended to measure signal amplitudes in regions of small dB/dt (in the range of 1 T/s).

2) SEARCH COIL calibration

A calibration of the SEARCH COIL is needed to measure its sensitivity factor, S .

3) Voltage measurement device

The device used to measure voltage induced in the SEARCH COIL shall have a high input impedance and sufficient bandwidth to prevent signal attenuation, e.g. a storage oscilloscope.

The voltage-measuring device (storage oscilloscope) shall be placed at a location where it is accurate and not affected by magnetic fields.

The SEARCH COIL voltage shall be connected to the voltage measurement device by means of a high impedance cable; e.g. a twisted pair to avoid ringing on the waveform that might be experienced with coaxial cables. SEARCH COIL outputs can be connected to the oscilloscope by means of an analog filtering device, to maximally attenuate switching frequency components, for gradient amplifiers utilizing switching power supplies.

4) Positioning device

A means shall be provided for positioning and aligning the SEARCH COIL in the magnet in a stable and reproducible manner. The device shall permit positioning of the SEARCH COIL throughout the COMPLIANCE VOLUME.

Measurements:

Measurements are made within the COMPLIANCE VOLUME for each single GRADIENT UNIT, using either the waveform that is provided by the MR EQUIPMENT for clinical use or sinusoid or trapezoid gradient waveforms.

- Turn off or maximally attenuate the radio frequency (RF) transmitter to prevent interference.
- Turn off all GRADIENT UNITS other than the GRADIENT UNIT under test.
- Drive the GRADIENT UNIT at the MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE with a repetitive waveform.
- Move the SEARCH COIL within the COMPLIANCE VOLUME to the location where its voltage is maximal.
- Measure the peak value V_{out} of the SEARCH COIL voltage at this location.
- The magnitude of the GRADIENT OUTPUT shall be determined as $dB/dt = V_{out}/S$.

Report of results

Parameter, general:

	Unit
– dimensions of the COMPLIANCE VOLUME and coordinates of its boundaries	m
– value of the MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE per GRADIENT UNIT	mT/m/ms

Data reported for each individual GRADIENT UNIT:

– maximum gradient strength $G_{+,max}$, $G_{-,max}$	mT/m
– value of the ramp time occurring when switching the GRADIENT UNIT between its maximum specified gradient strengths at MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE	ms
– coordinates of the location of maximum GRADIENT OUTPUT	m
– value of the GRADIENT OUTPUT dB/dt	T/s

201.12.4.105.2.3 Determination of the GRADIENT OUTPUT stray field as required for reporting in 201.7.9.3.101 b

To be able to estimate the exposure for MR WORKERS for each GRADIENT UNIT, the spatial maximum of the GRADIENT OUTPUT shall be determined in a volume, see Figures 201.104a and 201.104b. The specific point pattern shall represent worst-case locations where the MR WORKER has access to and can be maximally exposed by the GRADIENT UNIT.

NOTE 1 For TRANSVERSE FIELD MAGNET types, the cylinder axis (i.e. PATIENT axis) is perpendicular to the magnet axis. The term PATIENT bore is to be replaced by magnet gap between pole shoes: the term magnet length is to be replaced by pole shoe diameter.

- The specific point pattern shall be located on a virtual cylinder surrounding the PATIENT axis with a diameter equal to the narrowest aperture of the accessible PATIENT bore.
- The cylinder starts at the ISOCENTRE and exceeds the PATIENT bore opening (half the magnet length) by at least 1 m and preferably along the full length of the system PATIENT couch past the bore opening.
- In the cylinder axis direction the points shall have a separation of not more than 0,05 m.

- For each cylinder axis position at least 16 points shall be equidistantly spaced on the cylinder surface (i.e. on a circle). The points shall include those located half way between the x and y gradient axis (i.e. $n \times 45$ degrees, $n = 1, 3, 5, 7$).
- The magnetic field vector for each GRADIENT UNIT shall be calculated using the law of Biot Savart or measured for each point on the cylinder.
- For each point the three field vectors shall be summed and then the field magnitude shall be determined.
- The maximum magnitude values shall be plotted along the cylinder axis position. The axial position of the PATIENT bore opening shall be marked.

NOTE 2 The pattern is also considered to be relevant for estimating possible PNS for the MR WORKER and illustrates the relative field distribution outside the space accessible for the PATIENT.

Report of results:

- Distance of points along cylinder axis
- No. of points azimuthally;
- Graph of maximum magnitude values along the cylinder axis

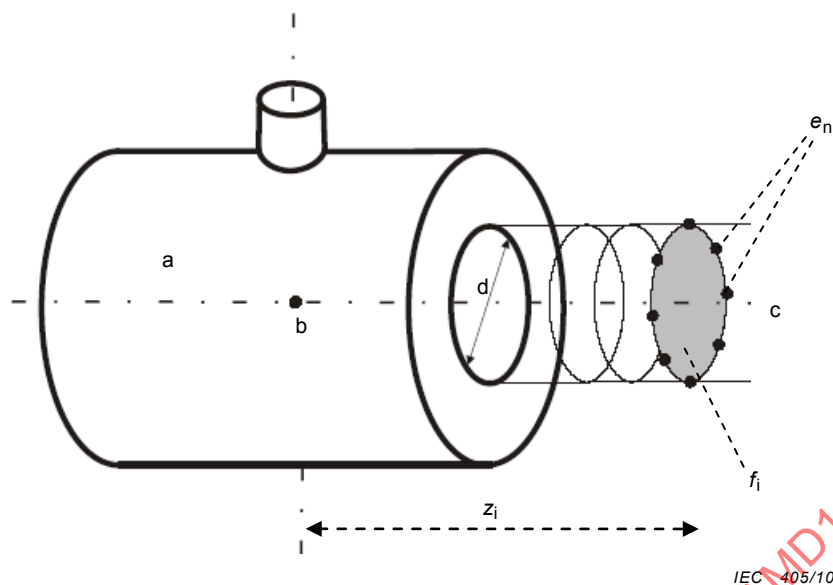


Figure 201.104a – Cylindrical magnet

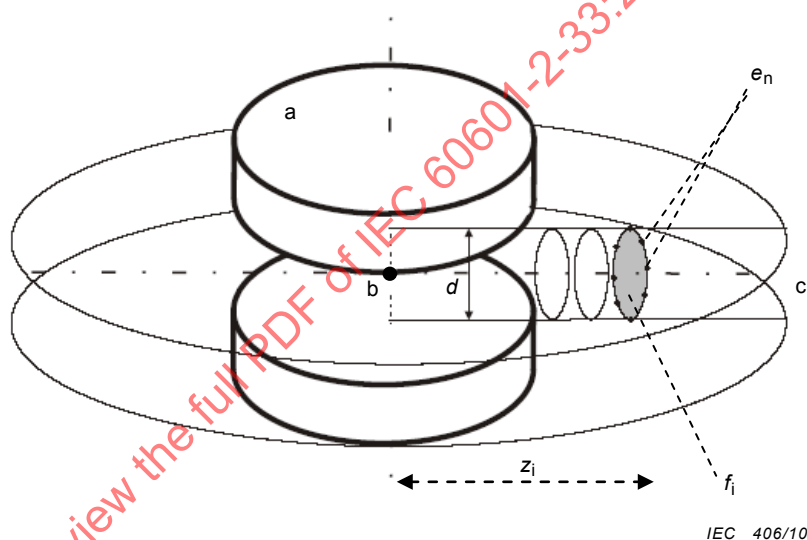


Figure 201.104b – TRANSVERSE FIELD MAGNET

a magnet

b ISOCENTRE

c PATIENT axis and axis of a virtual cylinder

d diameter of virtual cylinder representing the minimum accessible PATIENT bore;

e_n points on the cylinder surface where the magnitude of all three magnetic field vectors shall be determined. The maximum magnetic field magnitude found on the cylinder surface at distance z_i from the ISOCENTRE (point b) in any of the points e_n represents the worst case field on the surface f_i .

Figure 201.104 – Volume for determining the spatial maximum of gradient output

201.12.4.105.3 Determination of radio frequency energy deposition

201.12.4.105.3.1 Temperature

The temperature limits specified in 201.12.4.103.1 may be used to derive equivalent limits for the operating parameters of the MR EQUIPMENT. This determination shall employ experimental data or numerical methods (e.g. finite element methods).

201.12.4.105.3.2 Determination of SAR

The WHOLE BODY SAR shall be determined by measurement of the absorbed RF power and the PATIENT mass based on OPERATOR input or other suitable means. The absorbed RF power determined by the MR EQUIPMENT shall be tested by measurement using one of the methods specified below or an equivalent.

The PARTIAL BODY SAR shall be determined from the WHOLE BODY SAR by applying properly validated and sufficiently robust theoretical or empirical models relating the PARTIAL BODY SAR to the dimension of the VOLUME RF TRANSMIT COIL, PATIENT mass and size and the PATIENT position. A suitable model to determine the exposed PATIENT mass for example is to simulate the PATIENT's body by a variety of homogeneous cylinders. The distribution of the LOCAL SAR may be determined by theoretical models or by experiment.

The applied model in case of PARTIAL BODY SAR and LOCAL SAR shall be validated by comparing values derived from the model with those figures directly accessible for measurement (for example: the temperature distribution in a phantom).

Compliance shall be determined by inspection of measurements that verify the SAR determination over the entire range of power levels the MR EQUIPMENT is capable of, assuring a safe operation given by the specified SAR limits.

Acceptable methods to determine the absorbed RF power employed are known as "pulse energy method" and "calorimetric method" according to NEMA MS 8.

* 201.12.4.105.3.3 Determination of the B_1 stray field as required for reporting in 201.7.9.3.101 b)

The maximum RF transmit field of the RF transmit coil shall be measured or calculated and reported at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER.

$B_1(z)$ field shall be measured or calculated at points along the PATIENT axis (i.e. normally the z-direction) beginning in the ISOCENTRE.

NOTE 1 For cylindrical magnets the PATIENT axis is equivalent to the magnet axis; for TRANSVERSE FIELD MAGNET types the cylinder axis (i.e. PATIENT axis) is perpendicular to the magnet axis.

It is sufficient to measure/calculate the B_1 field along the PATIENT axis only because the B_1 field is assumed to be sufficiently homogenous in each transversal plane of the RF transmit coil.

The distance between each successive point shall not exceed 0,1 m.

The magnitude of the B_1 field shall be measured or calculated for each point.

NOTE For magnets with circular polarized RF transmit field it is sufficient to determine the radial component only.

The measurement can be performed by using a suitable pick up coil and a network analyzer or by using an RF signal generator and a spectrum analyzer

The ratio of $B_1^2(z)$ and $B_1^2(0)$ shall be calculated for each point.

The calculated value for a single point at the distance z from the ISOCENTRE shall apply to all locations on a base area of a virtual cone to represent worst-case condition on this base area, see Figures 201.105a and 201.105b. The base area of the cone is the area perpendicular to

the straight line at distance z from the ISOCENTRE. The cone is defined by the opening angle given by the projection from the ISOCENTRE to the magnet aperture. The height of the cone is given by the distance z (see Figure 201.105a).

For TRANSVERSE FIELD MAGNET types the area is defined by the superposition of base areas by rotating the cone around the ISOCENTRE (see Figure 201.105b).

NOTE 2 See rationale for detailed explanation.

Report of results:

- Axial coordinates of the points where $B_1^2(z)$ is measured or calculated i.e. at the positions accessible to and relevant for the MR WORKER.
- Magnitude of the magnetic field $B_1^2(z)$ in the measured points relative to the magnitude $B_1^2(0)$ in the ISOCENTRE

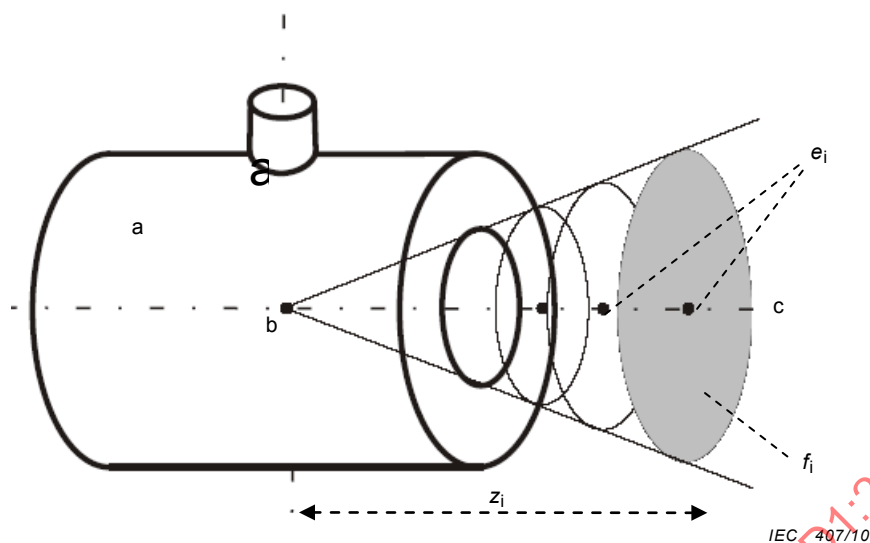


Figure 201.105a – Cylindrical magnet

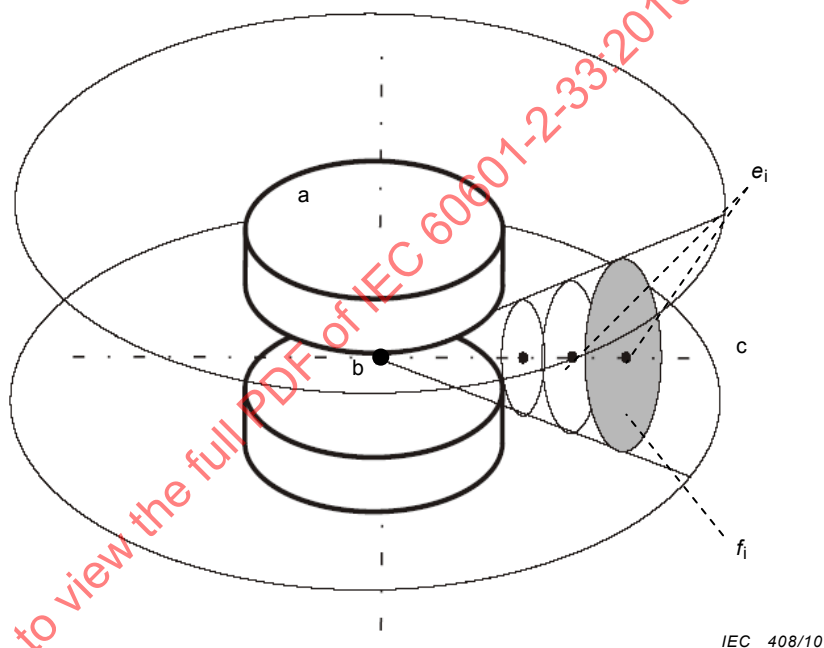


Figure 201.105b – TRANSVERSE FIELD MAGNET

- a magnet
- b ISOCENTRE
- c PATIENT axis
- z_i distance of point e_i from ISOCENTRE.

$B_1(z_i)$ shall be determined by measurement or calculation. The ratio $B_1^2(z_i)$ and $B_1^2(0)$ shall be calculated for each point e_i . The calculated value in point e_i shall apply for the corresponding grey area f_i . The value in point e_i always represents a worst case for any location within the area f_i .

Figure 201.105 – Volume for determining the B_1 stray field

*** 201.12.4.106 Fixed limits to physical outputs of MR EQUIPMENT****201.12.4.106.1 General**

Scanning of a PATIENT with a device which is labelled MR conditional could require controlled outputs of the MR EQUIPMENT to less than the system capabilities. The MANUFACTURER of the MR EQUIPMENT may implement a FIXED PARAMETER OPTION (FPO) for this purpose. If implemented, FPO shall be designed to comply with all requirements of 201.12.4.106. FPO shall not interfere with proper application of the evaluation and reporting of the operating modes (see 201.12.4.101).

A system that has implemented FPO guarantees that the controlled outputs will not exceed the specified values. The safety of an MR conditional implant labelled for FPO cannot be assessed in a system running FPO.

201.12.4.106.2 Limit values

The following limits shall be applied to RF field and GRADIENT OUTPUT when the MR EQUIPMENT is operated in the FPO. The set of values provided in Table 201.107 shall be called FPO:B.

NOTE 1 B denotes “basic”. This reflects the possibility to add another FPO at a later point in time with other limit values than those defined in 201.107

Table 201.107 – FPO limits applicable for cylindrical MR SYSTEMS

Physical Parameter	FPO:B
Nominal static magnetic field strength	1,5 T
Applicable coils	Birdcage WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL Birdcage HEAD RF TRANSMIT COIL CIRCULARLY POLARIZED RF shall be applied.
B_{1+} PEAK	$\leq 30 \mu\text{T}$
B_{1+} RMS	$\leq 3,2 \mu\text{T}$
$(dB/dt \text{ PEAK})_{\text{FPO}}$	$\leq 100 \text{ T/s}$
$(dB/dt \text{ RMS})_{\text{FPO}}$	$\leq 56 \text{ T/s}$

NOTE 2 Cylindrical MR systems with elliptical PATIENT apertures can meet requirements for FPO:B.

201.12.4.106.3 User interface

The MR EQUIPMENT shall provide a means on the CONTROL PANEL to activate FPO during PATIENT registration. While active, the user interface shall indicate that FPO is enabled and give the FPO version (e.g. FPO:B). FPO:B will remain active for the remainder of the examination until the next PATIENT registration.

***201.12.4.106.4 Implementation and demonstrating compliance for B_{1+} PEAK**

The MR EQUIPMENT shall control the value of B_{1+} PEAK for each RF pulse in every sequence, including adjustment sequences (prescan), not to exceed the values specified in Table 201.107.

Compliance is demonstrated by design review of the applied limits in the sequence pre-calculation software, or by evaluation of pre-calculated B_{1+} PEAK values for all RF pulses in sequences developed under FPO restrictions. Compliance shall be evaluated for all adjustment sequences intended to be used with FPO enabled. In addition, run-time hardware and/or software checks may be used in the MR EQUIPMENT to ensure that the actual B_{1+} PEAK never exceeds the B_{1+} PEAK values as specified in Table 201.107. A possible method to control B_{1+} PEAK is described in the rationale.

NOTE The spatially-localized amplitude of total B_1 vector, especially in the off-centre position, may exceed the nominal value of B_{1+} PEAK by up to an order of magnitude.

201.12.4.106.5 Implementation and demonstrating compliance for B_{1+} RMS

The MR EQUIPMENT shall control the value of B_{1+} RMS for every sequence, including adjustment sequences (e.g. prescan), not to exceed the values specified in Table 201.107.

Compliance shall be demonstrated by design review.

NOTE The spatially-localized amplitude of total B_1 RMS vector, especially in the off-centre position, may exceed the nominal value of B_{1+} RMS by up to an order of magnitude.

201.12.4.106.6 Implementation and demonstrating compliance for $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$

The MR EQUIPMENT shall control the value of $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ whenever the gradient is slewing, in every sequence, including adjustment sequences, not to exceed the values specified in Table 201.107.

The values for $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ shall be controlled at a surface providing 5 cm clearance to the outline of the PATIENT accessible volume.

The $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ value shall be calculated per sequence.

Compliance is demonstrated by application of calculation methods specified in 201.12.4.105.2.2 at the surface providing 5 cm clearance to the outline of the PATIENT accessible volume. Based on symmetries, calculation in one octant of the gradient coil may be sufficient to demonstrate compliance. Software validation for representative sequences shall prove that calculated values do not exceed the value defined in Table 201.107. This can be a measurement with a pick up coil at representative locations.

201.12.4.106.7 Implementation and demonstrating compliance for $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$

The MR EQUIPMENT shall control the value of $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ for every sequence, including adjustment sequences, not to exceed the values specified in Table 201.107. The MANUFACTURER shall select one of the following five tiers based on numerical evaluation of the GRADIENT OUTPUT to implement control of $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$.

- Calculate maximum allowed SLEW PERCENTAGE using $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ and $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ from Table 201.107 where the relationship is $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO} = (|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO} \cdot \text{SQRT}(\text{SLEW PERCENTAGE})$. The MR EQUIPMENT shall ensure by evaluation of the gradient waveforms that the actual SLEW PERCENTAGE in the sequence will not exceed the maximum allowed SLEW PERCENTAGE.
- Calculate peak $|dB/dt|$ for each gradient slew using the method of 201.12.4.106.6, determine the global maximum $(|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO}$ of all gradient slews in the sequence, and use that maximum to calculate $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO} = (|dB/dt| \text{ PEAK})_{FPO} \cdot \text{SQRT}(\text{SLEW PERCENTAGE})$, where the actual SLEW PERCENTAGE in the sequence is derived using numerical evaluation of the sequence gradient waveform. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.
- Calculate peak $|dB/dt|$ for each gradient slew using the method of 201.12.4.106.6. $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ shall be derived from a full integration of the values of peak $|dB/dt|$ for the individual slews, over the duration of the sequence. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.
- Calculate peak $|dB/dt|$ for each gradient slew in all octants of the gradient coil. $|dB/dt| \text{ RMS}$ shall be evaluated in each octant by full integration over the duration of the sequence of peak $|dB/dt|$ of every gradient slew. $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ is the maximum of $|dB/dt| \text{ RMS}$ as calculated in the individual octants. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt| \text{ RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.
- Calculate peak $|dB/dt|$ between every gradient waveform control point in all octants of the gradient coil. $|dB/dt| \text{ RMS}$ shall be evaluated in each octant by full integration over the

duration of the sequence. $(|dB/dt|_{RMS})_{FPO}$ is the maximum of $|dB/dt|_{RMS}$ as calculated in the individual octants. The MR EQUIPMENT shall ensure that $(|dB/dt|_{RMS})_{FPO}$ does not exceed that value from Table 201.107.

NOTE Each tier offers progressively more accuracy and sequence performance.

The $(|dB/dt|_{RMS})_{FPO}$ evaluation interval shall not exceed 6 min. If the sequence exceeds 6 min, report the worst 6 min segment. If the sequence is less than 6 min, the $(|dB/dt|_{RMS})_{FPO}$ evaluation interval can be averaged over several sequences, but not to exceed 6 min.

Compliance is demonstrated by simulation of representative sequences.

201.13 HAZARDOUS SITUATIONS and fault conditions

Clause 13 of the general standard applies.

201.14 PROGRAMMABLE ELECTRICAL MEDICAL SYSTEM (PEMS)

Clause 14 of the general standard applies.

201.15 Construction of ME EQUIPMENT

Clause 15 of the general standard applies, except as follows:

Addition:

201.15.101 Liquid cryogen and cryogen gases

For MR EQUIPMENT that is equipped with a superconducting magnet, means shall be provided to monitor the cryogen level(s).

Requirements on the provision in the instructions for use of information concerning liquid cryogen and cryogenic gases are given in 201.7.9.2.101. f).

201.16 ME SYSTEMS

Clause 16 of the general standard applies, except as follows:

201.16.8 Interruption of the power supply to parts of an ME SYSTEM

Addition:

201.16.8.101 EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT

MR EQUIPMENT equipped with a superconducting magnet or resistive magnet shall be provided with an EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT.

NOTE 1 Such an emergency situation is, for example, the entrapment of persons in the magnetic field resulting from ferromagnetic objects.

NOTE 2 Requirements on the provision in the instructions for use of information concerning the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT are given in 201.7.9.2.101 m).

NOTE 3 Information on the magnetic field decay characteristics during emergency field shut down are required in 201.7.9.3.101 d) for the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

201.16.8.102 Scan interruption

A facility shall be provided to allow the OPERATOR to immediately stop the scan by interrupting the power to the gradient system and that to the RF transmit coil.

*** 201.17 Electromagnetic compatibility of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS**

Clause 17 of the general standard applies.

NOTE In Clause 202 of this particular standard, additional requirements for electromagnetic compatibility are given.

*** 202 Electromagnetic compatibility – Requirements and tests**

IEC 60601-1-2:2014 applies except as follows:

202.2 Normative references

Amendment:

Delete the following normative references: IEC 60601-1-11:2010, IEC 60601-1-12, IEC 60601-2-2:2009, IEC 60601-2-3:2012.

202.5 ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS identification, marking and documents

202.5.1 Additional requirements for marking on the outside of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS that are specified for use only in a shielded location SPECIAL ENVIRONMENT

Replacement:

The SPECIAL ENVIRONMENT for the MR SYSTEM is defined as the room equipped with RF shielding provisions containing the magnet, including the access door, penetration panels for power and control cables, and an optional window. The RF shielding effectiveness of this room shall be specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

202.5.2 ACCOMPANYING DOCUMENTS

202.5.2.1 Instructions for use

Amendment:

This subclause does not apply to the instructions for use but to the technical description of the MR SYSTEM.

202.5.2.1.1 * General

Amendment:

Delete items c) and f).

202.5.2.2 Technical description

202.5.2.2.2 Requirements applicable to ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS specified for use only in a shielded location SPECIAL ENVIRONMENT

Amendment:

Delete item d).

Addition:

- aa) recommended practices to help maintain the RF shielding effectiveness and integrity of the RF shielded room for the EXPECTED SERVICE LIFE of the MR SYSTEM.

NOTE Examples of recommended practices include but are not limited to the following:

periodic cleaning and inspection of the RF access door(s). RF shielding performance of access door(s) is compromised if damaged or if dirt and debris is accumulated on the door perimeter;

disallow any unauthorised electrical cables to enter the RF shielded room;

disallow any unauthorised modifications to the RF shielded room.

202.7 ELECTROMAGNETIC EMISSIONS REQUIREMENTS FOR MR EQUIPMENT AND MR SYSTEMS

Addition:

202.7.101 ELECTROMAGNETIC EMISSIONS for MR EQUIPMENT

The MR EQUIPMENT outside the SPECIAL ENVIRONMENT shall comply with Clause 7 of IEC 60601-1-2:2014.

Inside the SPECIAL ENVIRONMENT, Clause 7 of IEC 60601-1-2:2014 does not apply. The requirements stated in 201.7.9.2.101 e) are applicable.

202.8 Electromagnetic IMMUNITY requirements FOR MR EQUIPMENT

Addition:

202.8.101 Electromagnetic IMMUNITY for MR EQUIPMENT

The MR EQUIPMENT outside the SPECIAL ENVIRONMENT shall comply with Clause 8 of IEC 60601-1-2:2014.

All OPERATOR and PATIENT ACCESSIBLE PARTS of the MR EQUIPMENT in the SPECIAL ENVIRONMENT shall comply with the ESD requirements in clause 8.1 of IEC 60601-1-2:2014.

The MANUFACTURER'S RISK MANAGEMENT PROCESS shall determine if components of the MR EQUIPMENT used inside the SPECIAL ENVIRONMENT should comply with requirements of Clause 8 in order to maintain BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE.

NOTE When selecting the immunity requirements inside the special environment, the manufacturer takes into account the electromagnetic disturbances related to electromagnetic phenomena that could interfere with provisions to ensure basic safety and essential performance.

Annexes

The annexes of the general standard apply, except as follows:

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

Annex D (informative)

Symbols on marking

Annex D of the general standard applies, except as follows:

Addition:

Additional safety signs and symbols that may be used for marking on or with MR SYSTEMS and MR EQUIPMENT are found in Tables 201.D.101, 201.D.102 and 201.D.103.

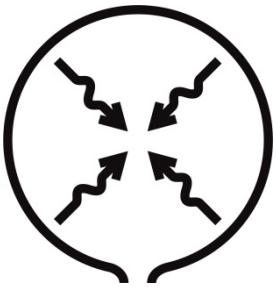
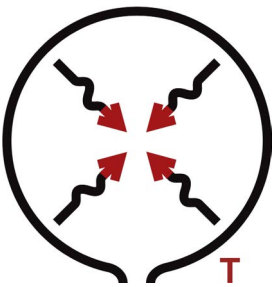
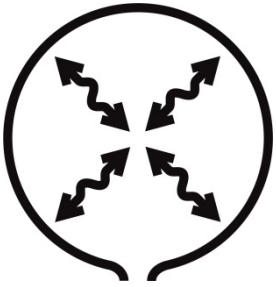
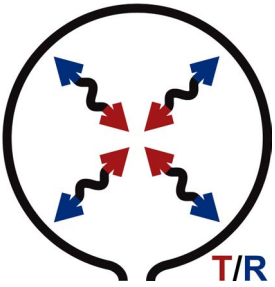
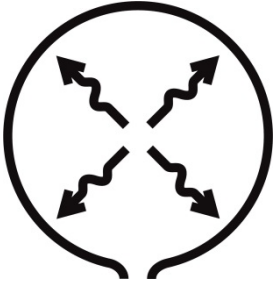
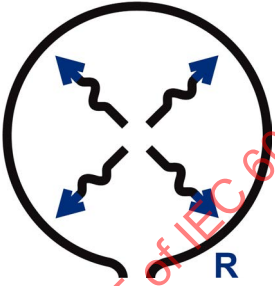
Table 201.D.101 – MR safety signs

No.	Safety sign	Reference	Title
1		ISO 7010-W005	Warning, Non-ionizing radiation
2		ISO 7010-W006	Warning, Magnetic field
3		ISO 7010-P007	No access for people with active implanted cardiac devices
4		ISO 7010-P014	No access for people with metallic implants

No.	Safety sign	Reference	Title
5		ISO 7010-P008	No metallic articles or watches
6		ISO 7010-M003	Wear ear protection
7		ISO 7010-M004	Wear eye protection
8		ISO 7010-M009	Wear protective gloves

The symbols shown in Table 201.D.102 may be used on RF coils to help identify the type of coil it is.

Table 201.D.102 – RF coil symbols

No.	Safety sign	Safety sign (alternate)	Reference	Title
1			IEC 60417-6191 (2013-05)	RF coil, transmit <i>NOTE The arrows may be in red. The letter symbol T in red may be added adjacent to the graphical symbol</i>
2			IEC 60417-6192 (2013-05)	RF coil, transmit and receive <i>NOTE The arrow heads directed to the centre may be in red, and those directed off-centre may be in blue. The letter symbol T/R in red and blue, respectively, may be added adjacent to the graphical symbol</i>
3			IEC 60417-6193 (2013-05)	RF coil, receive <i>NOTE The arrows may be in blue. The letter symbol R in blue may be added adjacent to the graphical symbol.</i>

The symbols shown in Table 201.D.103 may be used on items that could be used in the CONTROLLED ACCESS AREA. Additional information regarding the labelling requirements for items that may be used in the CONTROLLED ACCESS AREA can be found in IEC 62570:2014 [144].

Table 201.D.103 – MR conditional symbols

No.	Safety sign	Reference	Title
1	 Or 	IEC 62570:2014	MR safe
2		IEC 62570:2014	MR conditional <i>NOTE For MR conditional items, additional supplementary markings as defined in IEC 62570:2014 are required to identify the conditions of use.</i>
3		IEC 62570:2014	MR unsafe
NOTE When colour reproduction is not practical, the symbols in this table may be printed in black and white. The use of the coloured symbols is strongly encouraged for the added visibility and information provided by the colour.			

Annex AA (informative)

Particular guidance and rationale

AA.1 Rationale for particular clauses and subclauses

The following are rationales for specific clauses and subclauses in this particular standard, with clause and subclause numbers parallel to those in the body of the document.

Concerning the Introduction

In the recent years before the realization of the 3rd edition of this standard, a number of publications of general interest to the safety of MR scanners became available. For general guidance reference is given to these publications, see [150, 151, 152, 153]³. Independent of the specific electromagnetic fields generated in and around an MR scanner, committees as IEEE [154] and ICNIRP [131, 162] have defined exposure limits for the static and time-varying electric, magnetic and electromagnetic field exposure for workers in controlled environments. Shortly after the acceptance of the 2nd edition of this standard ICNIRP published a so-called 'statement' specifically addressing the safety of MR patients [132].

An important new aspect introduced in the 2nd amendment to the 2nd edition of this standard is the fact that the employer of the MR WORKER is now encouraged to define rules and formulate requirements for the MR WORKERS because the EMF produced by the MR EQUIPMENT can result in exposure of workers, which is or will be limited by law. In the 2nd amendment exposure limits for MR WORKERS were introduced, which are equal to those allowed for PATIENTS. All exposure levels allowed for a PATIENT and for an MR WORKER protect them against negative health effects. While exposure for workers may be physically different because of the orientation of the workers as compared to the orientation of PATIENTS the same exposure limits apply. The fact that some exposure limits for PATIENTS are modified in this 3rd edition of the standard does not invalidate this statement. Therefore also in the 3rd edition of the standard the exposure limits for MR WORKERS are equal to those allowed for PATIENTS. The rationale for this choice given in the 2nd amendment is still valid and can be found in the rationale of subclauses 201.7.9.2.101 h) and 201.7.9.2.101 k) of this 3rd edition of the standard.

Concerning 201.3.201 – B_{1+RMS}

B_{1+RMS} is displayed on the CONTROL PANEL to provide a supplemental metric to SAR of the RF power deposition. The B_{1+RMS} value might, for example, be used as a control on allowable RF power deposition in the implant manufacturer labelling for patients with implants.

B_{1+RMS} on the CONTROL PANEL represents the maximal value when averaged over any 10 s period of the sequence, and is estimated at the RF transmit coil centre. The value of B_1 in the calculation is based on both polarization senses in the rotating frame [155].

$$B_1(t) = \sqrt{|B_{1+}(t)|^2 + |B_{1-}(t)|^2}$$

where B_{1+} is the component of the RF field in the rotating frame that is useful for tilting of the nuclear magnetization and B_{1-} is the RF component that rotates counter to the rotation of the nuclear magnetization.

3) Figures in brackets refer to the Bibliography.

Note that for pure circular polarization $|B_{1-}(t)| = 0$ and for linear polarization $|B_{1-}(t)| = |B_{1+}(t)|$.

For a rectangular pulse with duration τ and amplitude $|B_{1+}|$ in the positively rotating frame, the tilt angle θ is

$$\theta = \gamma |B_{1+}| \tau$$

where γ is the nuclear gyromagnetic constant.

Concerning 201.3.207 – ENVIRONMENTAL TEMPERATURE

For this standard the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE will be calculated as follows. Let scan room temperature (in °C) = T_r . Let scanner PATIENT bore wall temperature (in °C) = T_b . Let magnet bore length = L . Assume typical PATIENT height $h = 1,76$ m. Assume the coefficient of convection is $hc = 9,5$ W/(m² °C). Assume the coefficient of radiation is $hr = 8,0$ W/(m² °C). Then the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE, T_e , can be computed as follows.

Let PATIENT skin temperature (in °C) = T_s and assume that over the entire surface area, A , of the PATIENT energy is dissipated by convection, C , to air at room temperature:

$$C = Ahc(T_r - T_s).$$

NOTE Negative energy implies energy dissipated by the PATIENT. A rather conservative assumption is that PATIENT energy is dissipated by radiation to the bore wall over the entire surface area of the PATIENT.

$$R = Ahr(T_b - T_s).$$

The total heat lost is equivalent to that lost to a uniform ENVIRONMENTAL TEMPERATURE, T_e :

$$A(hc + hr)(T_e - T_s) = R + C = Ahc(T_r - T_s) + Ahr(T_b - T_s).$$

Solving for T_e results in the expression:

$$T_e = \frac{hcT_r + hrT_b}{(hc + hr)}.$$

Concerning 201.3.213 – INTERVENTIONAL MR EXAMINATION

Examples: aspiration cytology, core biopsy, breast biopsy, wires localization, depth electrode placement in the brain for EEG of pallidotomies, chemo ablation, cryosurgery and thermal ablation using laser, focused ultrasound and radiofrequency energy. Can be used in the operating room to guide brain tumour resection after craniotomy. Can be coupled with endoscope procedures providing external and internal localization or visualization.

Equipment example: Open architecture magnets and fast imaging sequences (fluoroscopy). In-room console.

Special sequences examples: Temperature monitoring, keyhole imaging-

Non-invasive visualization and localization. Problem with geometric distortion due to non-linear gradients and susceptibility artefact.

Consequences for MR WORKERS and PATIENT safety: Open architecture permits access to higher levels of all fields (static and time varying magnetic, RF).

Compatibility of instruments: The first step toward practical interventional MRI is development of instrumentation that can function satisfactorily and safely in the fields of clinical MR scanners. There is a potential for accidents caused by magnetically induced force on surgical instruments or monitoring equipment. Image artefacts may be caused by susceptibility differences. Artefacts also depend on pulse sequences (gradient echo gives more). Increase in artefact with field strength. Support instrumentation includes anaesthesia monitoring, lasers, RF generators and tracking systems. Gradients will induce voltage and current and may cause artefacts, therefore loops in cables should be avoided to prevent the danger of EMI between scanner and interventional electronics.

Compatibility of needles, catheters and other instruments developed for interventional purposes (composed of high-nickel stainless steel and other materials) reduce torque from the static field and minimize susceptibility artefacts.

Interventional procedures are increasingly being performed using MR SYSTEMS, so that measurements of bonding resistance and touch voltages should be performed on MR units, just as they are on conventional radiographic systems [146].

There will need to be some differences in procedure, because of the strong magnetic field within the scanning room, but the general principles will be the same.

Touch voltages should be measured using a conventional auto-ranging digital multimeter, equipped with a set of test leads long enough for the meter to be sited outside the scanning room. One lead should be attached to the earth reference bar (ERB), and the other lead, fitted with a sharp pointed probe used to check for touch voltages on any of the accessible conductive surfaces within the scanning room. The probe should be tested to ensure that it does not contain any significant amount of magnetic material by running a test magnet over it.

Measurements should also be made between the earth point on all mains sockets in the scanning room and the ERB. If any devices are plugged into sockets outside the scanning room and then used within the scanning room, these should be supplied from the same phase as any sockets within the scanning room, and the touch voltage on the earths of these sockets also measured. The touch voltage should be less than 10 mV, AC or DC. If a voltage greater than 10 mV is found, the measurement should be repeated using an IEC filter. If the touch voltage is still above 10 mV, the source of the voltage should be investigated. Once it has been established that there are no significant touch voltages present, the bonding resistance should be measured. A battery operated four-wire milliohmmeter should be used, in order that the meter can be kept at a safe distance from the midline of the field during the measurement. The meter should have a resolution better than 10 mΩ, and be capable of performing the measurement at a current greater than 100 mA.

The resistance between the ERB and all accessible conductive surfaces of installed equipment should be less than 100 milliohms. The resistance between the earth point of all mains sockets and the ERB should also be less than 100 mΩ.

Any portable devices should be plugged directly into a conveniently located hardwired socket. Extension mains leads should not be used within the scanning room.

Concerning 201.3.217 – MAGNETIC RESONANCE (MR)

The phenomenon of MR occurs when the frequency of electro-magnetic radiation equals the Larmor precession frequency of the nuclear or electron magnetic moments.

Concerning 201.3.221 – MAGNETIC RESONANCE WORKER (MR WORKER)

The concept of MR WORKERS is related to the level of exposure of this group of workers to the EMFs emitted by the MR SYSTEM. This level may be higher than what is allowed by legal regulations in some countries for workers in general, creating for the MR WORKER the need of special EMF exposure limits as defined in this standard. The EMF exposure limits stated in this document permit the unrestricted presence of the MR WORKER in CONTROLLED ACCESS AREA even during scanning. The level of these limits and the resulting RISKS to the MR WORKER are discussed elsewhere in this annex.

The term MR WORKERS includes all people working near the MR EQUIPMENT in the CONTROLLED ACCESS AREA or equivalent, either in the medical arena where the MR SYSTEM is installed and being operated and serviced or at the MANUFACTURER where the MR SYSTEM is being developed and manufactured. As such the MR WORKER includes but is not limited to the personnel maintaining the MR SYSTEM, the OPERATOR and the medical staff, or the MR WORKER can be the technical personnel at the MR MANUFACTURER, development and manufacturing engineers, installation and service personnel. Both groups of MR WORKERS are equally essential in maintaining the medical benefits for the PATIENTS.

Apart from the MR WORKER, two further groups of individuals exposed to the EMFs emitted by the MR SYSTEM can be discerned. These are MR volunteers and MR PATIENT carers.

An MR volunteer is an individual who has freely consented to an investigational MR procedure authorized by local regulations, and therefore is subject to the limits authorized by the ethics committee. An MR volunteer is therefore not considered to be an MR WORKER according to the definition in this standard.

An MR PATIENT carer is an individual, who supports the PATIENT during an examination and therefore may be exposed to the same level as for PATIENTS. MR PATIENT carers therefore can be informed and screened in the same way as the PATIENT. An MR PATIENT carer, who is not employed as an MR WORKER, is therefore not considered to be an MR WORKER according to the definition in this standard. An MR PATIENT carer who happens also to be an MR WORKER is to be seen as an MR WORKER.

Concerning 201.3.223 – MEDICAL SUPERVISION

MEDICAL SUPERVISION requires a positive assessment by a qualified medical practitioner of the RISK versus benefit for a particular scan, or a decision by a qualified surrogate of the practitioner that the PATIENT satisfies a set of objective criteria, formulated by a qualified medical practitioner, for the parameters of the scan and the condition of the PATIENT. MEDICAL SUPERVISION may entail physiological monitoring of the PATIENT by means of devices designed to measure or assess various physiological states (e.g. heart rate, ECG trace, blood pressure, pulse oximetry; but see cautions in 201.7.9.2.101 b)).

Concerning 201.3.233 – SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)

The SAR is a function of the frequency (increasing approximately as the square of the frequency), the type and number of radio frequency pulses, the duration and repetition rate of pulses and the type of coil used for transmission. The important biological factors are: conductivity of tissue, specific gravity of the tissue, anatomical region examined, tissue type (e.g. the degree of perfusion) and mass of the PATIENT.

Concerning 201.3.246 – $(|dB/dt| \text{ peak})_{FPO}$

The magnitude of TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD $|dB/dt|$ due to gradient switching varies significantly as function of location inside the gradient coil. To protect MR conditional devices that may be sensitive to gradient switching, the GRADIENT OUTPUT, specifically $|dB/dt|$, must be evaluated for a sufficiently large volume inside the bore of the MR SYSTEM. The required volume for evaluation of the GRADIENT OUTPUT for device interaction

(FPO) is typically bigger than the radius of the COMPLIANCE VOLUME appropriate for evaluation of physiological effects (PNS OUTPUT), see 201.12.4.106.6.

$|dB/dt|$ includes all vector field components of all GRADIENT UNITS. The peak value is derived by evaluation of any slewing gradient in any part of the MR EXAMINATION at the location defined for FPO, see 201.12.4.106.6. This peak value is particularly relevant to protect devices against EMC issues and vibrations.

Concerning 201.3.247 – $(|dB/dt| \text{ rms})_{FPO}$

Protection of MR conditional devices against damage by gradient switching also requires a root mean square limit for thermal issues. It is defined by the following formula

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right| \text{ RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

where t is time, and t_x is the integration time. A multi-tier approach for the evaluation of $(|dB/dt| \text{ rms})_{FPO}$ and this formula is defined in 201.12.4.106.7.

Concerning 201.3.250 SPATIAL FIELD GRADIENT (SFG)

The SPATIAL FIELD GRADIENT of the main field of the magnet (SFG) is given by

$$SFG = \left| \nabla |\vec{B}| \right| = \sqrt{\left\{ \frac{\partial}{\partial x} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial}{\partial y} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial}{\partial z} \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \right\}^2}$$

The following derivation shows that this quantity is representative of the force exerted on a ferromagnetic object or implant (neglecting torque).

A magnetizable object placed in the field of an MRI magnet will experience a net force. The general formula for the total net force on an object of volume V is

$$\vec{F} = \iiint_V (\vec{M} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} dV = \iiint_V (M_x \vec{\nabla} B_x + M_y \vec{\nabla} B_y + M_z \vec{\nabla} B_z) dV$$

where $\vec{F}$ is the net force vector on the object, V the volume of the object, $\vec{M}$ the magnetization vector and $\vec{B}$ the magnetic field of the magnet. From this equation it can be seen that the force depends directly on the gradients of $\vec{B}$ and not on the magnitude of $\vec{B}$ (in a homogenous field, the net force is zero). However, indirectly the magnitude of $\vec{B}$ also enters the equation because the magnetization $\vec{M}$ depends on $\vec{B}$ as the object is magnetized by the magnet. It should be noted that $\vec{M}$ and $\vec{B}$ are both vectors that depend on the position in V . Further, $\vec{M}$ and $\vec{B}$ in general have different directions. Although $\vec{M}$ is directly caused by $\vec{B}$, there is no direct relation between them, because the materials and shape of the object also play a role. Analytical relations between $\vec{M}$ and $\vec{B}$ exist only for very specific cases, such as a linearly magnetized sphere or a very thin rod. In short, evaluation of the equation for SFG is in general difficult and requires numerical calculation with specialized software.

Although calculation of the exact force is difficult, estimation of the worst case force is straightforward. A first approximation is that the size of the object is assumed to be small so that it can be treated as a point source. In particular, the dimensions of the object shall be smaller than the distance over which the gradients of $\vec{B}$ change substantially. In that case we can speak about “the gradients” at the point where the object is located. In other words the

field gradients indicated in the equation above can be considered constant over V and can therefore be taken outside the integration. Also we can then evaluate $\mathbf{M}$ as a summation over the volume leading to the so-called “magnetic moment” $\mathbf{m}$ of the object. One can consider $\mathbf{m}$ as being the equivalent magnetic point dipole, like an infinitesimally small magnet, that generates the same magnetic field as the actual magnetized object. The force is then given by:

$$\vec{F} = (\vec{m} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} = \left\{ m_x \frac{\partial}{\partial x} + m_y \frac{\partial}{\partial y} + m_z \frac{\partial}{\partial z} \right\} \vec{B} = m_x \vec{\nabla} B_x + m_y \vec{\nabla} B_y + m_z \vec{\nabla} B_z$$

or written in components of $\mathbf{m}$ and $\mathbf{B}$, and using the fact that $\nabla B = 0$ in volumes without electrical current i.e. $\partial B_x / \partial y = \partial B_y / \partial x$, $\partial B_y / \partial z = \partial B_z / \partial y$, and $\partial B_z / \partial x = \partial B_x / \partial z$:

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = m_x \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} \end{pmatrix} + m_y \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial y} \\ \frac{\partial B_y}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \end{pmatrix} + m_z \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix} = m_x \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial x} \\ \frac{\partial B_y}{\partial x} \\ \frac{\partial B_z}{\partial x} \end{pmatrix} + m_y \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial y} \\ \frac{\partial B_y}{\partial y} \\ \frac{\partial B_z}{\partial y} \end{pmatrix} + m_z \begin{pmatrix} \frac{\partial B_x}{\partial z} \\ \frac{\partial B_y}{\partial z} \\ \frac{\partial B_z}{\partial z} \end{pmatrix}$$

So we see that the force not only depends on all 9 spatial derivatives of $\mathbf{B}$ and the magnitude of $\mathbf{m}$, but also on the direction of $\mathbf{m}$.

To further simplify the calculation, we assume that $\mathbf{m}$ has the same direction as $\mathbf{B}$. This is a critical assumption in the derivation which is justified because $\mathbf{m}$ is resulting from $\mathbf{B}$, i.e. $\mathbf{B}$ imposes the directionality of $\mathbf{m}$. For lightly magnetic objects that are placed in the very strong field of the MRI magnet, $\mathbf{m}$ and $\mathbf{B}$ are expected to have virtually identical directions in the first place. Secondly, the object has the tendency to rotate in such a way that $\mathbf{m}$ becomes aligned with $\mathbf{B}$. So,

$$\vec{F} \approx \left(\frac{|\vec{m}|}{|\vec{B}|} \vec{B} \cdot \vec{\nabla} \right) \vec{B} = |\vec{m}| \frac{B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z}{|\vec{B}|}$$

or

$$\frac{|\vec{F}|}{|\vec{m}|} \approx \frac{|B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|}{|\vec{B}|}$$

The value represented in this equation has the dimension of T/m, so this is effectively a SPATIAL FIELD GRADIENT that expresses the magnitude of the force per unit of magnetic moment.

For saturated objects, $|\mathbf{m}|$ is constant. The force is then proportional to the right-hand side of the last equation. So, the right-hand side represents the SPATIAL FIELD GRADIENT. Note that the first and last equations are indeed identical:

$$|\nabla |\vec{B}|| = \frac{|B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|}{|\vec{B}|}$$

But it is unlikely that implants are magnetically saturated. To give an indication, saturated iron objects already experience a 1 g force at low SPATIAL FIELD GRADIENTS of about 0,05 T/m. So, implants made of such materials would always fail the 1 g test (ASTM F2052) in the MRI magnet which has several T/m.

If the implant is made of non-magnetic material (or more precisely, a material with low magnetic susceptibility) the magnetic moment $|\mathbf{m}|$ is proportional with $|\mathbf{B}|$. In that case the force is proportional to the product of $|\mathbf{B}|$ and the SPATIAL FIELD GRADIENT:

$$|\vec{B}| \cdot |\nabla|\vec{B}|| = |B_x \vec{\nabla} B_x + B_y \vec{\nabla} B_y + B_z \vec{\nabla} B_z|$$

For another way of deriving this result see [226]

Concerning 201.7.9.2.101 – Instructions for use for MR EQUIPMENT

The instructions for use of MR EQUIPMENT complying with this standard play an important role in providing the necessary information to the RESPONSIBLE ORGANIZATION or OPERATOR.

Regarding the safety of PATIENTS, these documents should contain specific information on the content of programs for pre-screening of PATIENTS, MEDICAL SUPERVISION of PATIENTS in cases of use of the MR EQUIPMENT in controlled modes of operation and emergency procedures.

With regard to the safety of staff, the same documents should contain specific information on the handling of electronic equipment and/or metallic objects in the CONTROLLED ACCESS AREA and the use of cryogen in case a superconducting magnet is used.

Concerning 201.7.9.2.101 a) – Pre-screening of the PATIENT and MR WORKER

Pre-screening of the PATIENT and even the MR WORKER is important because an MR EXAMINATION or just being present near the MR EQUIPMENT can be considered to be a significant RISK [1] [2] for PATIENTS or MR WORKERS who have metallic implants or electrically, magnetically or mechanically activated implants (e.g. cardiac pacemakers). The origin of this RISK is related to the magnetic and electromagnetic fields produced by the MR EQUIPMENT, which may produce strong attraction and/or torque to the metallic implant or may interfere with the operation of active devices.

This applies also to PATIENTS and MR WORKERS who rely on electrically, magnetically or mechanically activated external life support systems.

Scanning PATIENTS with intracranial aneurysm clips is contra-indicated unless the physician is certain that the clip is not magnetically active.

Examination by MR EQUIPMENT, in terms of PATIENT pre-screening, requires particular caution in the following cases:

- PATIENTS with implanted surgical clips (haemostatic clips) or other ferromagnetic materials (which the magnetic field may dislodge);
- PATIENTS engaged in occupations or activities which may cause accidental implantation of ferromagnetic materials, or who may have imbedded metal fragments from military activities;
- PATIENTS with permanent (tattoo) eye-liner or with facial make-up (because severe eyelid irritation has been reported);
- PATIENTS with compromised thermoregulatory systems (e.g. neonates, low-birth-weight infants, certain cancer PATIENTS);

- PATIENTS with metal implants, because these may cause artefacts in diagnostic images due to magnetic field distortion;
- PATIENTS with implanted prosthetic heart valves;
- PATIENTS who are pregnant, because the safety of the MR EXAMINATION has not been completely established for embryos or foetuses. Qualified medical practitioners should determine (after considering alternatives) if the clinical value of the examination outweighs the RISKS.

Concerning 201.7.9.2.101 b) – MEDICAL SUPERVISION OF PATIENTS

In terms of the potential need for MEDICAL SUPERVISION of the PATIENT, particular caution is required in performing MR EXAMINATIONS for the following cases:

- PATIENTS with a greater than normal potential for cardiac arrest;
- PATIENTS who are likely to develop seizures, or claustrophobic reactions;
- decompensated cardiac PATIENTS, febrile PATIENTS, and PATIENTS with impaired ability to perspire;
- PATIENTS who are unconscious, heavily sedated, or confused, and with whom no reliable communication can be maintained;
- babies and small infants who cannot be expected to use the audio communication channel provided with the MR EQUIPMENT;
- examinations which are carried out at ENVIRONMENTAL TEMPERATURE above 25 °C.

Concerning 201.7.9.2.101 c) – Emergency medical procedures

Attention should be paid to safety considerations related to the emergency procedures that could be necessary for particular PATIENT conditions. Though this is a subject that is the responsibility of the RESPONSIBLE ORGANIZATION, it may be helpful if the MANUFACTURER gives advice on this matter:

- a recommendation that there should be established a procedure for removing PATIENTS rapidly from the magnet's influence (if necessary, by shutting down the magnet) in case of an emergency;
- a recommendation to establish an appropriate plan for treating, outside the magnet's influence, a PATIENT who requires emergency assistance (because the safe and effective use of electronic or other metallic emergency equipment may be impossible near the magnet).
- a recommendation to establish a procedure for removing PATIENTS from the magnet's influence when an unexpected implant is found. In this case, using the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT may not be appropriate in view of the relative rapid decay of the static magnetic field and a slow removal of the PATIENT from the magnet may be the most appropriate method.

Communication with the PATIENT or monitoring of an anaesthetised PATIENT should be assured throughout the MR EXAMINATION.

Certain PATIENTS may sustain claustrophobic reactions which should be discussed before a MR EXAMINATION is undertaken.

Concerning 201.7.9.2.101 d) – Exposure of the PATIENT and the MR WORKER to excessive acoustic noise

Standards to protect against hearing loss are based on the RISK for permanent noise-induced hearing loss caused by long term occupational exposure. The allowed exposure in the general standard is 80 dB(A) per 24 h. This limit can be increased with 3 dB per factor 2 less duration (i.e. 83 dB(A) per 12 h, 86 dB(A) per 6 hs, etc.). In addition it is ruled in some countries that

at daily exposure levels above 85 dB(A) appropriate measures should be taken [3],[4]. This applies for workers.

For PATIENTS this standard requires that the instructions for use point to the need to apply hearing protection when the MR EQUIPMENT is capable of producing noise levels above 99 dB(A), which is derived from the limit of 80 dB(A) defined in subclause 9.6.2.1 of the general standard. This limit is increased by 14 dB, because the exposure duration is 1 h only. Another 5 dB are added because the exposure is given only once instead of daily, which can be derived from Kryter [5]. According to Kryter it is reasonable to assume that permanent shift of the acoustic threshold in occupationally exposed persons is proportional to the total noise energy present over the entire career. In total, the level above which hearing protection is required for the PATIENT is:

$$80 \text{ dB(A)} + 14 \text{ dB} + 5 \text{ dB} = 99 \text{ dB(A)}$$

The requirement is important because modern MR EQUIPMENT can produce noise levels to the PATIENT that are much higher than 99 dB(A). Mc Jury *et al.* [6] recently report levels up to 115 dB(A). The MR EQUIPMENT may produce a noise spectrum with a broad band centered around 1 kHz [7]. However, the design of strong GRADIENT UNITS in new MR EQUIPMENT may lead to higher noise levels as well as higher centre frequencies [8] (see also subclause 201.9.6.2.1). The noise attenuation from the use of properly applied hearing protection (ear muffs or earplugs) usually ranges from 25 dB – 30 dB at 2 kHz. Accidental sub-optimal use or omission of hearing protection is not an acute safety problem for most PATIENTS [9]. Their typical exposure duration will be much below 1 h and the typical noise level in most scans is much (5 dB – 10 dB) below the maximum value of which the MR EQUIPMENT is capable. However this may not be true in MR EQUIPMENT that can produce very high noise levels. In addition, special care should be taken for the situation in which the PATIENT is given anaesthesia. In that case the aural reflex can be ineffective or much less effective than in conscious PATIENTS, because of the influence of the muscle relaxing drugs on the stapedius muscle in the middle ear [10]. The necessity of the careful use of ear protection especially in that situation has to be emphasized in the instructions for use.

Concerning 201.7.9.2.101 e) – CONTROLLED ACCESS AREA

The installation of a CONTROLLED ACCESS AREA and the appropriate use of warning signs and markings is necessary to control exposure of individuals with medical implants to high magnetic fields, and to prevent the entry of ferromagnetic objects into the CONTROLLED ACCESS AREA (see also rationale to 201.7.9.2.101 j) and 201.7.9.3.101 b)).

(1) Attraction and torque on ferromagnetic materials

NOTE This item refers to areas inside the CONTROLLED ACCESS AREA.

All magnets are surrounded by magnetic fringe fields. The major safety consideration is the development of administrative and physical barriers to prohibit the accidental introduction of ferromagnetic objects into the examination area.

In addition, the field distortions generated by small magnetic objects either in the PATIENT or accidentally introduced and clinging to the inside of the magnet can result in image artefacts. For these reasons, the examination area should be secured against unauthorised entry at all times.

Various HAZARDOUS SITUATIONS, which may be caused by interaction between ferromagnetic materials and the field, are as follows:

- ferromagnetic aneurysm clips or ferromagnetic fragments being displaced inside the body of the PATIENT, damaging surrounding tissue;
- loose ferromagnetic materials, attracted into the magnet, injuring the PATIENT externally; and
- a heavy ferromagnetic object, attracted to the surface of the magnet, trapping a person between it and the magnet.

The attractive force and/or torque exerted by a magnet upon an object composed of ferromagnetic materials is due to the interaction of the magnetic field and the induced magnetisation in the object. This force will therefore depend on the value and on the rate of variation in space of the magnetic field, on the specific magnetic properties of the object's materials as well as on the object's mass and shape.

Similarly, the torque exerted by the magnet on an object depends on the same quantities. It may also be present in the absence of any attractive force in a situation in which the field is perfectly uniform. An object will always experience a torque unless it is perfectly aligned with the field, whereas an attractive force will be exerted only in the presence of a non-uniform field.

Notwithstanding the fact that the force on an object depends on its magnetic nature and on the spatial rate of change of the field, it is more practicable to state the necessary precautions in terms of a field limit value, since measurements of the static field can be performed more easily. The attraction effects usually come into effect when the magnetic fringe field is stronger than 3 mT.

An alternative approach to control the attraction on ferromagnetic materials is described in the ACR Guidance Document for safe MR practices [142]. In stead of just defining field limit values which constitutes the CONTROLLED ACCESS AREA, the MR site is conceptually divided into four zones.

- Zone I, is the region which includes all areas that are freely accessible to the general public.
- Zone II, is the area which constitutes the interface between the uncontrolled Zone I and the strictly controlled Zones III and IV. Typically PATIENTS are greeted in Zone II.
- Zone III, is the region in which free access by untrained persons may result in serious accidents. Zone III is strictly under control by MR personnel and should be physically restricted from general public access by for example key locks. Non-MR personnel are not to be provided with independent Zone III access until such time as they undergo the proper education and training to become MR personnel themselves. Zone III, or at the very least the area within it wherein the static magnetic field's strength exceeds 0,5 mT, should be demarcated and clearly marked as being potentially hazardous.
- Zone IV, is the area which is synonymous with the MR scanner magnet room itself. It is by definition always located within Zone III. Zone IV should always be demarcated and clearly marked as being potentially hazardous due to the presence of very strong magnetic fields.

Other publications are available describing possible instructions for the design and realization of MR suites. Examples are the MRI Design guide as published by the Department of Veterans Affairs. [156].

Magnets can be classified roughly into the following general types:

- superconducting magnets,
- resistive magnets and
- permanent magnets.

Self-shielded magnets differ significantly from their non self-shielded counterparts with respect to the distribution of the magnetic fringe field. Non-self-shielded superconducting magnets and resistive magnets with an air core solenoid tend to have the same distribution of the magnetic fringe field, except that the intensity of the field differs.

The various types of magnets can be classified in terms of the attraction of ferromagnetic materials as follows:

- Non-self-shielded type magnets

This type of magnet has the most extensive magnetic fringe field region and, therefore, produces the widest hazardous zone. Since the rate of change of the field is low, the expected forces are less severe. Due to their lower magnetic field, the resistive magnets have a proportionally smaller hazardous region than superconducting magnets.

– Self-shielded type magnets

The magnetic fringe fields are restricted and therefore the hazardous zone is limited. Nevertheless, due to the significant field gradient, the maximum attractive force exerted by this type is greater than that of the non-self-shielded type.

– Permanent magnets

The magnetic fringe field region is the most limited, with the smallest hazardous zone as a result. However the field gradient is more significant. Consequently there is a danger that ferromagnetic materials could be attracted even in the zone where the magnetic fringe field intensity is small. In addition, permanent magnets cannot in practice be de-magnetised in cases of emergency, whereas other types of magnet can be de-energised.

2) Effect of the static field on other devices

The use of warning signs and the definition of a CONTROLLED ACCESS AREA are necessary to control exposure of individuals with medical implants. Generally, areas below 0,5 mT have not been shown to be a potential source of interference, e.g. to cardiac pace-makers [11]. The European Standard EN 45502-2-1 [12] reflects this fact by defining a threshold of 1 mT.

The controlled access area is set to 0,5 mT in order to provide an adequate safety margin for implants that still use a reed switch or Hall effect switch for control of patient therapy. Typical switches are specified for operation at or above 1,0 mT but margin is provided for switch tolerances, manufacturing variabilities, and other factors (e.g. component ageing, flux density variations).

Numerous electronic equipment found in a hospital department (e.g. X-RAY TUBES, cathode ray tubes, scintillation cameras, and X-RAY IMAGE INTENSIFIERS) may be affected by magnetic fields above a value of the order of 0,1 mT to 5 mT. Siting a MR EQUIPMENT in an area in which its magnetic fringe field impacts on this equipment may require shielding. Such shielding can also simplify the problems of control of access for safety reasons. It is worth noting that equipment such as television systems and video display terminals are particularly important in this respect because they are becoming more and more common in a medical facility. Computer electronics are generally not affected by the lowest fields. To erase magnetic information, such as that on credit cards requires a relatively low static field. Thresholds as low as 20 mT have been reported.

Since the output of a photo-multiplier tube is affected by the magnitude and orientation of magnetic fields, equipment whose operation is extremely sensitive to the gain of a photo-multiplier tube (e.g. belonging to a scintillation camera or a COMPUTED TOMOGRAPHY system) can be among those affected by the lowest magnetic fields. The entire equipment or individual photo-multiplier tubes can be magnetically shielded, but the large aperture of a scintillation camera will make magnetic shielding difficult in most cases.

Electroencephalographs and electrocardiographs may be used in areas near the MR EQUIPMENT sites, the former being extremely sensitive to time varying magnetic fields and the latter being relatively insensitive. However, quantitative data should be provided by the MANUFACTURER of the electroencephalograph or electrocardiograph equipment.

Concerning 201.7.9.2.101 f) – Liquid and gaseous cryogenics

1) Handling of liquid cryogen: helium and nitrogen

a) Properties of the cryogen

- detrimental to health (see also item 2);
- odourless;
- non-flammable;
- non-toxic;

- helium is lighter than air;
- when evaporating, they produce cold fogs which will spread.

Nitrogen fog will sink quickly to the floor.

At ENVIRONMENTAL TEMPERATURE (20 °C), 1 l of liquid helium will produce approximately 810 l of helium gas, and 1 l of liquid nitrogen will produce approximately 700 l of nitrogen gas.

b) Dangers associated with cryogen

Incorrect handling of helium and nitrogen can result in:

- danger of cold injuries;
- danger of suffocation;
- danger of oxygen condensation.
- Cold injuries

When handling liquid nitrogen/helium, any contact with the skin should be avoided, because of the danger of cold injuries. Splashes on the skin cause skin damage similar to burns. The eyes are particularly vulnerable.

- Danger of suffocation

Leaking helium or nitrogen gas will displace the oxygen. An ambient air oxygen concentration of less than 17 % to 18 % is not sufficient for human respiration. The limit of the air oxygen concentration should meet national laws or regulations.

If a cloud of helium or nitrogen escapes into the examination room, it is advisable to immediately evacuate the room and to re-enter this room only after the oxygen content has been verified to be sufficiently high.

- Condensation of oxygen

The surface temperature of containers of nitrogen and helium may be sufficiently low to condense oxygen or oxygen-enriched air, which would add to a fire HAZARD.

If grease, oil or other combustible material is present in the vicinity of containers, the escape of cryogenic gases can lead to the formation of a potentially combustible liquid due to liquefaction of air and concentration of oxygen.

c) Protective clothing

The wearing of protective clothing is essential during all work in conjunction with liquefied cryogen.

Such clothing consists of:

- safety gloves;
- work gloves;
- face shield;
- laboratory coat/overalls (cotton or linen);
- non-magnetic safety shoes.

2) QUENCH

A QUENCH is due to excessive heating of the wires of the magnet immersed in liquid helium (e.g. induced by loss of vacuum, mechanical perturbations, excess external forces, etc).

Superconducting magnets can vent up to several hundred litres of cryogenic gases per hour during normal operation. During the QUENCH, approximately 10 m³ to 10³ m³ of gas at atmospheric PRESSURE can be vented within a few minutes.

Usually, a QUENCH occurs when the quantity of liquid helium becomes insufficient to cool the superconducting coil. Due to the increase in the temperature of the coil, the superconducting wire exhibits normal conductivity, and an excessive boil-off starts.

If proper venting is not used, three effects can occur during rapid boil-off at a QUENCH:

- excessively cooled gases will freeze water molecules in the area adjacent to the magnet, causing a dense white fog;
- air in the room will be displaced by helium, making it difficult, if not impossible, to breathe;
- the helium gas that escapes during a QUENCH is extremely cold and might even freeze objects in its way.

3) Filling of cryogen

In some types of MR EQUIPMENT periodic refill of cryogen is necessary to keep the helium above the safety level to prevent the QUENCH. During the refill, excessive boil-off of cryogenic gas occurs which could cause the same condition as mentioned above. About 10 % to 30 % of liquid helium will be converted to gas during normal refilling.

Concerning 201.7.9.2.101 g) – Operating modes

See rationale concerning 201.12.4.103.

Concerning 201.7.9.2.101 h) – Exposure of the PATIENT and MR WORKER to static magnetic field

The highest values of the static magnetic field in MR SYSTEMS are mostly confined to within the system enclosures and the bore, but spatially decaying magnetic fields are encountered inside the CONTROLLED ACCESS AREA. Static magnetic fields used in commercial MR EQUIPMENT range in strength from about 0,02 T to 7,0 T. Experimental units with field strengths up to 12 T are currently being designed.

While permanent magnets and resistive magnets are utilized in some MR EQUIPMENT, most commercial MR EQUIPMENT uses superconducting magnets. In superconducting magnets, the static field is typically parallel to the long axis of the body. In some MR EQUIPMENT, supplied with a TRANSVERSE FIELD MAGNET, the static magnetic field is normal to the long axis of the PATIENT.

In evaluating exposures of PATIENTS and MR WORKERS to static fields, the effects of both the homogeneous and the spatially varying magnetic field are considered.

The biological effects of static magnetic fields are complex, and vary in range of operation from the molecular and cellular level to macroscopic and neurological effects. Biophysical and biochemical effects to be considered are related to force and torque, (flow and motion) induced currents, and alteration of molecular quantum-mechanics potentially affecting enzymatic reaction yields. For scientific reviews of potential interactions and effects, and epidemiological studies related to these effects, see among others [82], [174], [179], [180], [181], [143], [191], [209].

Potential HAZARDS are considered to be related to effects that show a clear and consistent relation to exposure, and can be related to a plausible physical and biological mechanism. In addition, repeatable positive scientific evidence is necessary when RISK CONTROL measures are defined. In summary, no conclusive evidence exists for long-term or dose-related effects of exposure to magnetic fields. The extensive World Health Organization (WHO) report [143], however, concludes that: "Nonetheless, the severe lack of information has meant that it has not been possible to properly characterise the RISKS from static field exposure."

Implications of the scientific evidence concerning magnetic field effects on humans have been translated into ICNIRP guidelines for occupational exposure [162], and a specific statement related to PATIENTS undergoing an MR EXAMINATION [170]. Exposure of PATIENTS up to 8 T is considered acceptable, since only mild transient effects related to vertigo, dizziness have been reported. None of these effects require MEDICAL SUPERVISION. Consideration of similar effects for MR WORKERS allows for unconditional exposure up to 2 T, while exposures between

2 T and 8 T are subject to controlled work environment and instructions to MR WORKERS (see also [210]).

NOTE That exposure of neonates or small children above 4 T may require consultation with local authorities.

Since the review by ICNIRP, several new studies have been published related to exposure to high field magnets (esp. 7T). Table AA.1 summarizes these publications in terms of observations relevant for guidance on exposure of PATIENT and MR WORKERS to magnetic fields.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

Table AA.1 – Overview physiological effects in humans, animals and model systems, for magnetic-field exposures at field strengths relevant for MRI. The implications of the reported effects are assessed in the last column

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
Vertigo / dizziness	(7 T) 4, 7 T in 1,9 s	Short pulsed 2 T/s in same study	[148] (Glover 2007)	Limited number of volunteers, response highly subject dependent. Probably more an overall B0 threshold effect than dB/dt, see reference [182] and [185]
	3 T, 7 T; 1 T/s, 2 T/s 3,5 T/s		[182] (Roberts 2011)	Clear study design, linear motion. Nystagmus depends on field strength and head orientation, not on speed of movement.
	7 T		[185] (Mian 2013)	Extensive study design relating nystagmus and reported direction of motion to magnetic field exposures. Speed of motion or dB/dt can be excluded as mechanism, the transient effects can be attributed to time scale of neuronal adaptation of perceptions.
	0 T; 1,5 T; 3,0 T; 7 T		[192] (Heinrich 2013)	Study design used linear movement only, subjects report mild vertigo sensations
	(1,5 T)		[24] (Schenck 1992a)	Suggested effect of fluidics and E-fields in vestibular gland; see also references [182] and [185]
	1,5 T; 4 T		[67] (Schenck 1992b)	Increased effects with higher field strength, classified as mild and of no concern (from PATIENT perspective)
	1 T; 1,5 T		[197] (De Vocht 2006b)	All effects are transient and acute, more effect reported in for fast movers
Postural sway	7 T		[223] (Thormann 2013)	Diphenhydramine, even at a low dose, reduces vertigo experiences, and may be used preventively for to support improved working conditions
	1 T ² /m (7 T)		[148] (Glover 2007)	Increased postural sway in both cases; field characteristics are comparable to those near 3 T systems
Nausea	(7 T) => 0; 0,24; 0,37 T; 0,5 T/s & 0,7 T/s		[203] (Van Nierop 2013)	Study has significant bias in selection of volunteers (young, motion sickness excluded). Standardized (non-linear) head movement
	1,5 T; 4 T		[67] (Schenck 1992)	Statistically significant increase in reports at 4 T; confirmation that 1.5 T is quite problem free, and 4 T acceptable (from PATIENT perspective)
Headaches	2 T	[60] Budinger (1984)		
	1 T; 1,5 T	[197] De Vocht et al (2006b)		Limited reports, not magnetic field dependent

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
Metallic Taste	(7 T) 1 T/s; -4 T/s		[198] (Cavin 2007)	Limited number of volunteers, response subject dependent
Taste aversion	9,4 T		[175] (Nolte 1998)	Rats with taste aversion: indication that they avoid being in the field
	4 T; 7 T; 19 T (and reversed)		[205] (Houpt 2005)	Rats show taste aversion > 14 T
Cognitive functions / Task Performance	0 T; 1,5 T; 3 T; 7 T (<0,8 T/s)		[192] (Heinrich 2013)	Bias: young healthy subjects. Study design used linear movement only. Cognitive tests after 20 minutes break. So, poor information on acute cognitive issues. Note that the study reports improved motion control.
	(7 T) 0 T; 0,5 T; 1 T		[202] (Van Nierop 2012)	Standardized rotational head movement, repeated each time before each study: more direct assessment of acute effects. Study has significant bias in selection of volunteers (young, motion sickness excluded). Standardized (non-linear) head movement
	1,5 T; 7 T	[189] (Schlamann 2010)		Bias: right-handed men, tests before and after full MRI protocol (including scanning); some tests showed improved task performance post-MRI
	0; T/8; T	[168] (Chakeres 2003) [171] (Chakeres 2005)		Well-controlled experiment, no effects on memory function
	1,5 T; 3 T; 7 T	[168] (Heinrich 2011)		Meta-analysis of data. Some reported effects are deemed non-significant after grouping, but careful analysis of study design versus potential mechanism (translation/rotation) is lacking. Also problems with small sample size and inadequate control conditions make no/yes decision difficult.
	0,7 T (in 1,5 T fringe field)		[174] (de Vocht 2003)	Effect on hand coordination and visual contrast sensitivity which may affect accuracy of task performance.
	0 T; 1,5 T; 3 T; 7 T (<0,8 T/s)	[192] (Heinrich 2013)		No statistically significant effect on memory performance
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (in 7 T fringe field)		[193] (de Vocht 2005)	Reduced visual tracking performance showing a B0 strength dependence

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
	0 T; 0,6 T and 1,0 T (fringe field for 1,5 T; 3 T magnets)		[194] (de Vocht 2006)	To assess exposure-response relations between exposure to magnetic fields and neurobehavioral effects twenty volunteers completed a neurobehavioral test battery after they moved their heads with the magnetic field absent, and while they moved their heads in the inhomogeneous stray fields of 1,5 T and 3,0 T MRI magnets. Exposure-response relations were found for visual (-2,1 %/100 mT) and auditory (-1,0%/100 mT) working memory, eye-hand coordination speed (-1,0%/100 mT), and visual tracking tasks (-3,1%/100 mT). Eye-hand precision, scanning speed, and visual contrast sensitivity were apparently not influenced by the magnetic field strength.
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (in 7 T fringe field)		[196] (de Vocht 2007)	Well-controlled experiment, no effects on memory function; reduced hand coordination and visual contrast sensitivity
	0 T; 0,8 T; 1,6 T (in 7 T fringe field)		[197] (de Vocht 2007)	Pooling data from previous studies The posterior distributions suggested that visuomotor speed, but not precision, was affected by exposure (-0,2 % to -0,7 % per 100 mT). The visual contrast threshold at stronger contrasts also increased with increased EMF exposure (-1 %/100 mT).
	1 T; 1,5 T		[195] (de Vocht 2006)	All effects are transient and acute, more effect reported in for fast movers
	0 T; 3 T	[169] (Lepsien 2012)		No difference on/off field. Bias: young healthy subjects. Well-designed experiment, multiple tasks, subjects lying and at rest.
	0 T; 1,5 T; 4 T		[187] (Weiss 1992)	Rats tested in maze in magnetic field; clear avoidance strategy of 4 T field in well-controlled reversed maze experiment
	14 T		[204] (Lockwood 2003)	Rats start circling in magnet, also effect on rearing; attributed to vestibular gland effect
	4 T; 7 T; 19 T (and reversed)		[205] (Haupt 2005)	Rats start circling in magnet (>7 T), also effect on rearing (>4 T); attributed to vestibular gland effect (orientation dependence)
	2 T		[71] (Jehenson 1988)	Increased cardiac cycle by 17 % returning to normal at zero field. No further data available to assess relation to B0 strength. Not considered a risk for PATIENTS with compromised cardiac function
	200 mT		[208] (Hung 2010)	Nematode model, shorter lifespan, faster development. Effects confirm earlier animal and model studies on increase in number of micronucleation. Concern for increased aging when exposed to B0 fields?
Cardiac function				
Developmental effects / DNA damage				

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
	1,5 T		[172] (Simi 2008)	Human study, limited size, indicating increased DNA repair rates (micro nucleation) in relation to whole body MRI exposure, in line with other evidence in model systems. Effect may not be due to B0, but rather due to RF exposure.
	10 T; 4,7 T		[209] (Miyakoshi 2006) and references cited therein	Review of cellular effects shows potential for in situ effects on cellular biochemistry, e.g. DNA damage, ion transport and gene expression. Data at the date when this review was written considered insufficient to support need for policy update concerning exposure to strong magnetic fields
	7 T		[68] (Raylman 1996)	Less cell proliferation in human tumour cells in vitro, but no DNA strand breaks or altered cell cycles.
	4,7 T		[211] (Okazaki 2001)	Mice: molecular effects observed but no harmful macroscopic effects observed on fetal development
	5 T; 9 T		[188] (Zhang 2003)	E.coli mutagenic effect study; significant increase in mutants and superoxide radical induced gene expression (1,4x and 1,8x)
	5 T; 10 T; 13 T	[212] (Yoshie 2012)		E.coli mutagenic effect study; no mutagenicity reported in other reporter gene (thymine) and mutant bacterial strains Problem with E.coli studies is that the SMF effect may be strongly dependent on reporter gene being evaluated; end point study (resistant mutants) like in Zhang study seems more indicative
	0,5 T; 1 T; 2 T; 5 T	[213] (Ikehata 2011)		Bacteria and mice as model systems, well controlled experiment; no significant mutagenic effect in yeast culture; interestingly significant survival time in mice with tumours; study also confirms increase in micronucleation (esp in presence of comutagens). Suggestion that oxidative stress is increased in magnetic fields.
	6,34 T	[49] (Ueno 1990)		No effect on embryonic development in frogs
	<1,5 T	[61] (Kanal 1991)		No increase in birth defects under MR Techs
	1,5 T?	[64] (Kay 1988)		No adverse effects on embryonic development in frogs
Biophysical signalling	0,25 T		[214] (Wang 2009); [215] (Wang 2010)	inhibition of cellular signalling mechanisms and reduced cell proliferation in vitro, static magnetic fields have similar effects as drugs
	0,32 T		[217] (Cunha 2012)	Cell proliferation of osteoblasts is affected by magnetic field exposure
	0,25 T		[216] (Azanza 1989)	Static magnetic field can mimic effects from caffeine on neurons

Physiological effects	Field strength considered	References reporting no effect	References reporting statistically significant effects	Assessment of effects
	0,6 T		[219] (Fanelli 1999)	Static magnetic field above 600mT were found to decrease the extent of cell death by apoptosis induced by several agents in different human cell systems, mediated by enhanced Ca ²⁺ inflow
	1,5 T		[218] (Sirmatel 2007)	Exposure of male humans shows positive effect of decreasing oxidative stress in men following short-term exposure
	3 T		[220] (Lee 2011)	Micronuclei and chromosomal aberrations in human cell cultures exposed to MR scanning accumulate with exposure time. It is not clear that this is due to B0, or to RF exposure.
Phosphores	50 mV/m – 100 mV/m @ 20 Hz		[199], [200], [201] (Lovsund 1980)	Perception of faint flickering visual sensation evoked by internal electric fields induced in the retina by the magnetic field Magnetophosphores: The sensation of flashes of light caused by induced electric currents stimulating the retina.

In recent years many 3,0 T MR SYSTEMS have been installed and routinely used for PATIENT studies. No PATIENT data are published in the literature describing negative health effects which need MEDICAL SUPERVISION at 3,0 T. From a cautionary principle, the request for MEDICAL SUPERVISION when scanning PATIENTS at 7,0 T MR SYSTEMS is required. In line with previous recommendations, the level of concern related to SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is raised to 8,0 T.

One area of concern is whether static magnetic fields are hazardous to the unborn children of exposed pregnant MR WORKERS. While proving safety in an absolute sense requires an infinite number of experiments, there is no evidence in the literature to date that exposure to static magnetic fields is hazardous. An epidemiological survey [61] of MR technologists in the United States found no correlation between exposure to high static magnetic fields and spontaneous abortion rates, infertility, low birth weight, or premature delivery. Ueno studied embryonic development of frogs in 6,34 T fields and found that rapid cleavage, cell multiplication, and differentiation were unaffected [48]. Kay also investigated embryonic development of frogs in high static fields and found no adverse effects [64]. McRobbie studied pregnant mice in gradient magnetic fields and found no effects on litter number or growth rate [65]. Studies of children who were prenatally scanned at 1,5 T have shown no detectable adverse effects up to the age of 9 years [221, 222].

In summary:

- No evidence for long term or dose effects of exposure to static magnetic fields is available, and no time-averaging exposure control measures are required. The body of evidence related to magnetic field effects on foetal development is limited, and the cautionary principle should be applied, esp. for pregnant MR WORKERS.
- All magnetic field effects are transient but should be considered at field strengths above 2 T. Reported and physiologically understood effects are magnetophosphenes, nausea, vertigo, increased postural sway, and metallic taste. All these effects appear to depend strongly on individual factors, but are reported to increase with increasing field strength and/or fringe field gradient steepness. A recent publication shows that medication to suppress vertigo experiences is also effective for MR-induced phenomena.
- In addition, some data suggests that task performance and neurocognitive alertness is affected under certain circumstances. The root cause for these effects is not known (it might be a consequence of vertigo sensitivity), and contradicting results are obtained which may be attributable to differences in study design (linear versus rotational movements, for example).

All reported effects can be considered benign for PATIENTS, based on available studies up to 8 T.

Observations of dizziness and vertigo are highly subject-specific and can depend on the head movement of the person during exposure. Given the mild nature of these effects, they are not considered to be a negative health effect for the MR WORKER. MR WORKERS should, however, be informed and trained on these effects, and given opt-out options for certain work practices. Especially interventional MR WORKERS must be informed that their task performance could be impaired when working near or inside the magnet. In view of the increase of sensitivity with field strength to sensory and potentially task-performance reducing symptoms, specific measures to avoid or minimize near approach of 7 T systems are recommended. According to [148], movement-related sensory effects can be minimized, if the field changes, due to movement, are less than 3 T/s. New studies [184] indicate that movement in itself is not the physical principle that causes the sensory effects. Nevertheless, the time constant associated with the motion can be used to reduce effects by limiting speed of motion.

• **Potential mechanisms for bioeffects**

The following (bio)physical considerations for potential mechanisms of bio-effects are taken into account for RISK ANALYSIS of the exposure of PATIENTS and MR WORKERS:

Forces, torque, and permeability

The least glamorous and perhaps most significant mechanism for MR bioeffects is the missile HAZARD. Ferromagnetic objects will experience translational forces which will attract them towards high magnetic field regions in the magnet [15]. This force depends on the product of static magnetic field strength and the spatial gradient of the magnetic field strength. Low-field shielded magnets may, at certain spatial locations, produce larger magnetic gradients than even high-field, unshielded magnet [16]. The result is that such shielded low-field magnets may exert greater forces on ferromagnetic objects than even unshielded high-field magnets at certain locations [16]. The missile HAZARD necessitates training of personnel.

Diamagnetic objects will experience translational forces attracting them to low magnetic field regions away from the magnet [15], [17], [18]. Water is weakly diamagnetic. Ueno and Iwasaka [17], [18], showed that in an 8 T, small-bore magnet, water can experience a force up to 30 % the force of gravity. This force causes the water to separate in the uniform field region of the magnet. To a first approximation, superconducting, solenoidal magnets used in MR EQUIPMENT may be approximated as Helmholtz pairs. Assume a Helmholtz pair has a radius, R , and that the static magnetic field in the centre of the coil pair is B_0 . Consider an object whose susceptibility is χ and whose density is ρ . Let the acceleration of gravity be g , let the permeability of free space be μ_0 , and let z be the axis of the Helmholtz pair. The maximum acceleration, a , (normalized to the acceleration of gravity) this object should experience in the magnetic field of a Helmholtz pair of radius, R , may be expressed as:

$$a = \frac{\chi B}{\mu_0 \rho g} \left(\frac{\partial B}{\partial z} \right) \approx \frac{\chi}{\mu_0 \rho g} \left(\frac{-0,569 B_0^2}{R} \right). \quad (\text{AA.1})$$

It can be shown that the peak force from a Helmholtz coil occurs at $z/R = 0,787$ (assuming the pair centre corresponds to $z = 0$). Ueno reported the maximum force product ($B \partial B / \partial z$) of his small bore system to be $400 \text{ T}^2/\text{m}$ at $z = 75 \text{ mm}$. Assuming a Helmholtz model applies, the radius of the Helmholtz pair $R = z / 0,787 = 0,075 / 0,787 = 0,095$ and the maximum force product is $B \partial B / \partial z = 0,569 B_0^2 / R = 38,1 \text{ T}^2/\text{m}$ (less than a 4,7 % discrepancy).

Ueno's "Moses" effect was observed in a small (0,05 m) bore, 8 T magnet. Equation (AA.1) shows that water, which is diamagnetic ($\chi = -9,05 \times 10^{-6}$ and density = $1\,000 \text{ kg/m}^3$) will experience an acceleration of about 30 % of the acceleration of gravity. When a tray is placed horizontally in the magnet and filled with water, the water is separated, leaving the tray in the magnet center dry. Ueno also found other subtle biological effects [19] related to the force product of the magnet. Equation (AA.1) predicts that force (and presumably biological effects) from magnets similar to Helmholtz magnets (such as solenoidal magnets) depends on the square of magnetic field strength and inversely on the radius of the effective Helmholtz pair. Assuming WHOLE BODY MAGNETS have a Helmholtz-equivalent radius of 1 m, then the force product for a WHOLE BODY MAGNET with 4 T is only 4 % of that of Ueno's magnet. So, in a WHOLE BODY MAGNET with 4 T water should experience an acceleration only about 1 % that of gravity.

A very indirect, but serious, bioeffect mechanism related to ferromagnetic objects involves pacemakers, brain stimulators and other active implantable medical devices. These devices may have ferromagnetic reed relay switches which are actuated by magnetic fields of a few gauss [16]. Certain prostheses, shunts, screws, and other implants may experience forces in a static magnetic field. Proper care is to be exercised to ensure that the safety of such PATIENTS is not compromised.

Before leaving the subject of ferromagnetic objects, another indirect, potential HAZARD mechanism is to be identified. This potential HAZARD mechanism involves the tendency of magnetic cores in transformers and some conductors to saturate in the presence of high static fields. Equipment containing such magnetic cores may be damaged and cease to function. If such equipment serves monitoring or life support functions, then saturation of magnetic cores may pose significant potential RISKS to the PATIENT.

Electrically conductive objects, including those with relative permeability close to unity, may be susceptible to mechanical damping forces. These forces will occur if the motion of the objects cuts across magnetic lines of force. Currents generated in conductive objects will, by Lenz's law [20], produce magnetic fields which oppose the static magnetic field and damp the motion.

Nerve conduction velocity

Charges moving orthogonal to the static magnetic field will experience Lorentz forces in directions orthogonal to both the static field and the velocity vectors. This mechanism, the Hall effect, might influence nerve conduction [21]. Static magnetic fields may influence action potential propagation time down nerve fibres by altering conduction paths and nerve resistivities [21]. The type of alteration would depend on the relative orientation of the nerve fibre with respect to the static magnetic field and the strength of the magnetic field. Even a 10 % change from no-field nerve properties would require a static magnetic field strength of 24 T [21].

Induced electric fields

Charge carriers, such as flowing blood, moving in static magnetic fields induce transverse voltages [22]. The voltages, V , induced by the magneto-hydrodynamic effect, may be derived by considering the Lorentz force, F . This force, when divided by the elementary charge q , expresses the transverse electric field. If the diameter of the blood vessel is D , the velocity of the blood flow is μ , and θ is the angle between the velocity vector and the static field, then from the Lorentz force law, we have (see Figure AA.1):

$$V = \frac{FD}{q} = \mu \cdot BD \cdot \sin(\theta) \quad (\text{AA.2})$$

Faraday's law of induction, relates induced voltage to the rate of change of flux through an area, A . Flux is the integral of the dot product of magnetic field strength B , over the area. In static magnetic fields, the normal to the area has to change with time, t , to result in an induced voltage V :

$$V = \frac{d \int \vec{B} \cdot d\vec{A}}{dt} \quad (\text{AA.3})$$

Respiration, cardiac displacements, and flowing blood may induce voltages in the body. One manifestation of these induced voltages (Figure AA.1) is the elevation in the "T" wave portion of the electrocardiogram at high static field levels [23]. During systole, the moving heart and flowing blood induce a body voltage close to the amplitude and near the cardiac cycle time of the "T" wave [23]. Chest wall motion during respiration in static magnetic fields will induce small voltages in the body. Schenck [24] has related vertigo, experienced by personnel who work near high magnetic fields, to pressures generated in the semi-circular canals of the inner ear by motion-induced electric fields.

Biochemical effects: calcium cyclotron and radical pair mechanism

There are important differences between power line exposures and exposures encountered in MR. One difference is that MR magnetic fields are static, unlike the 60 Hz power line fields. Another difference is the lack of an electric field component associated with the MR static magnetic field. A proposed mechanism for any extra low frequency (ELF) bioeffects involves cyclotron resonance of calcium ions [38]. Such a mechanism requires both a magnetic field (which may be dynamic) and an orthogonal electric field varying at the cyclotron resonance frequency probably of calcium. The cyclotron resonance frequency for calcium ions is 384 Hz/mT. The earth has a magnetic field strength of about 0,02 mT to 0,05 mT. A 60 Hz electric field would require an orthogonal magnetic field strength of 0,156 mT for

the cyclotron resonance of calcium ions. Such a combination of electric and magnetic fields may occur near power lines. In a 1,5 T magnet, a 576 kHz orthogonal electric field is required for cyclotron resonance. The resonant frequency in the MR EQUIPMENT is more than two orders of magnitude higher than the cyclotron resonance frequency for calcium for the same magnet. There is no electric field near the cyclotron resonance frequency in MR EQUIPMENT, since electromagnetic shielding is used. These shields protect the environment from MR signals and prevent environmental signals from degrading MR images.

Chemical reaction rates, equilibrium, and concentrations might be altered if some or all of the reactants or products had magnetic moments which significantly modified reaction thermodynamics [16], [17], [24], [39], [40], [41]. However, up to 4 T, thermodynamic considerations indicate that the effects should be nearly immeasurable [24].

Other possible mechanisms for static magnetic field bioeffects have been proposed. For example, proton tunnelling in DNA due to changes in potential height caused by the static magnetic field [40]. Other mechanisms have been discussed in excellent reviews [16], [24], [37], [40], [42], [43], [44], [45], [46].

- **Static fields: mechanisms for occupational concerns**

As discussed above, in the presence of static magnetic fields, ferromagnetic materials may experience translational forces towards regions of higher magnetic field strength [24]. Ferromagnetic objects may also experience torque tending to align their magnetic moments with the static magnetic field [24]. Moving, electrically conductive objects may experience forces and torque in static magnetic fields due to Lenz's law [24].

Flow potentials [22] may be induced in conductive fluids (such as blood) moving through static magnetic fields. Flow-induced potentials cause artefacts on electrocardiogram (EKG) recordings [23]. Rapid head motion may induce voltages in the semi-circular canals of the inner ear sufficient to exceed the vertigo perception threshold [24]. Theoretical predictions of flow-induced blood pressure elevation apparently influenced occupational safety standards. However, the magnitude of this effect turns out to be extremely small [79].

Flow potential-induced electric fields may produce elevated T-wave artefacts on electrocardiograms. These electric fields E may be derived from Equation (AA.4) (see Figure AA.1):

$$V = \frac{F D}{q} = v B D \sin(\theta) \quad (\text{AA.4})$$

This electric field is orthogonal to the plane containing the flow velocity vector and the static magnetic field. The highest flow velocity coincides in time with the T-wave on an EKG. For example, assume that the peak blood velocity is 0,6 m/s [40], the flow and static field make an angle of 30°, and the artery diameter = 0,02 m, then the induced voltage is 9 mV for a static magnetic field of 1,5 T. Contrast this result with typical EKG "R" wave amplitudes which are on the order of 10 mV. The resulting "T-swells" disappear with the static magnetic field. T-swells appear to have no biological significance. Whether chronic induction of such voltages is of concern is not certain. However, evidence to date, suggests there are no safety issues up to at least 7 T.

Note that in most high field MR EQUIPMENT, the PATIENTS are aligned parallel to the static magnetic field. Peak blood flow velocities occur in the aorta [80]. Assuming the aorta is nearly aligned with the static magnetic field, then for typical MR EQUIPMENT the induced electric field should be small. Next, consider a worker standing in the gap of a magnet. For this case, θ is approximately equal to 90°, and the induced electric field is larger. Reilly [81] has estimated that an electric field of 6,2 V/m is needed to produce cardiac stimulation in the most sensitive population percentile for gradient ramp times $\gg 3$ ms. For gradient ramp times of 600 μ s (more typical of MR EQUIPMENT), cardiac stimulation in the most sensitive population percentile

risers to about 31 V/m. Cardiac stimulation in the most sensitive population percentile requires static magnetic fields to be at least 10 T (ramp times $\gg 3$ ms), but more typically about 52 T (for ramp times of 600 μ s). It would be prudent to conduct experimental cardiac safety studies before building open magnets for MR EQUIPMENT with extremely high fields.

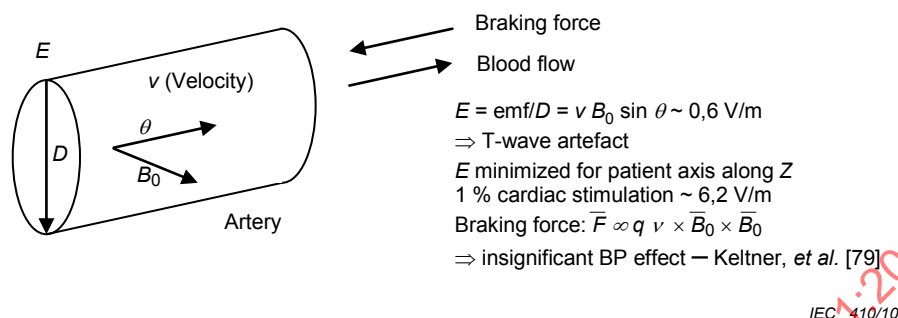


Figure AA.1 – Static magnetic fields: flow potentials and retardation

Blood flowing in a static magnetic field generates a flow potential proportional to the velocity, static magnetic field, and the sine of the angle between them. A braking force which opposes blood flow is also created, but its magnitude is physiologically insignificant up to at least 5 T.

The induced electric field will create a flow of charged particles along the electric field. These charged particles moving orthogonally to the magnetic field will experience a force which opposes blood flow [22] (see Figure AA.1). Apparently, this force was thought to be of concern since it might lead to an increase in blood pressure. However, Keltner, *et al.* [79] showed both theoretically and experimentally that this effect is of no concern.

Conclusions

Up to at least 8 T, no adverse health effects of the static magnetic field have been reported provided no ferromagnetic materials are permitted that could become projectiles. MR scanners of up to 8 T should be safe for both MR WORKERS and PATIENTS.

Concerning 201.7.9.2.101 k) – Occupational exposure to EMF

Limits for the protection of workers for exposure to electromagnetic fields are introduced in the European Directive 2013/35/EU [130] which was adopted by the Council and the European parliament in June 2013. The limits introduced are based on the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) guidelines. A derogation regarding exposure limits for MR WORKERS is provided in Article 10 of the Directive. Applicable conditions for safe working practices are to be established and include documented working procedures, as well as specific information and training measures for MR WORKERS exposed to electromagnetic fields during MRI-related activities. This standard (IEC 60601-2-33) provides the basis for implementation of safe working practices.

Upper limits for electromagnetic exposure for the MR WORKER are introduced in this standard, based on RISK MANAGEMENT specifically applied to the exposure to electromagnetic fields for the MR WORKER.

- Exposure to static magnetic fields for the MR WORKER is covered by the rationale of 201.7.9.2.101 h).
- dB/dt values due to motion in the static magnetic stray field should be less than 3 T/s to minimize physiological effects (see 201.12.4.104). Information on the speed of motion related to this dB/dt value can be provided for both translational and rotational movement. The maximum translational movement can be calculated by dividing the SPATIAL FIELD GRADIENT by dB/dt. The maximum rotational movement can be calculated from the static magnetic stray field.

- The limits in the range of a few Hz to about 100 kHz for the MR WORKER are based on thresholds for peripheral nerve and muscle stimulation and cardiac muscle stimulation and are low enough to avoid all such physiological effects. There are no peer-reviewed published reports of gradient-induced magneto-phosphenes.
- Since minimal peripheral nerve stimulation could be accepted for the MR WORKER under some circumstances, it may be required to give extra instructions to the MR WORKER to avoid an exposure to the GRADIENT OUTPUT. A prediction of the expected GRADIENT OUTPUT is displayed (on request) on the CONTROL PANEL and can be used to either avoid exposure by creating sufficient distance from the scanner during scanning or by reducing the value of the GRADIENT OUTPUT. Since the stray field of the gradient coil drops off rapidly outside the coil and by geometrical considerations, exposure of the MR WORKER can be assumed to be most likely at the level of NORMAL OPERATING MODE and peripheral nerve stimulation is not expected for the MR WORKER.

For pregnant MR WORKERS extra precaution is advisable. It is advisable for a pregnant MR WORKER not to stay in the scan room during scanning to avoid unnecessary exposure to gradient and radiofrequency electromagnetic fields and noise levels. Local regulations may apply.

Instructions for use are required to state that the limits for workers may not be applicable when a MR WORKER is pregnant. It may be required that the 'member of the public' limit may be applied to the foetus in some countries.

The RISK MANAGEMENT approach is also applied for the exposure to the GRADIENT OUTPUT EMF generated by MR SYSTEMS when balancing the probability of RISK of ionizing radiation versus MR [133]. The cumulative effect of exposure to ionizing radiation has been studied extensively.

Workers exposed to ionizing radiation with energy $\geq 12,4$ eV (or (2×10^{-18}) J) are regulated by limits recommended by such groups as the National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) and the International Commission on Radiation Protection (ICRP). To illustrate the difference between that type of radiation and the frequency range of the EMF in an MR SYSTEM (1 kHz – 1 GHz), the following: An MR scanner would need a magnetic field strength of $(7,04 \times 10^7)$ T (the resonant frequency for protons would be $(3,0 \times 10^{15})$ Hz) to reach this threshold level (five orders of magnitude above the field strengths of any current scanners). At 4 T the energy in any MR photons (assuming the system is capable of radiating) would be a factor of $(1,8 \times 10^7)$ below the 12,4 eV threshold. In fact, the energy of any 4 T photons would be a factor of $(3,4 \times 10^5)$ below the threshold energy needed to break hydrogen-hydrogen bonding in water (the weakest of all bonds) [135]. So, in MR biological interactions similar to radiation damage by ionizing radiation from single photons are not possible. This reasoning suggests that it can be concluded that cumulative effects on the molecular level from EMF exposure from MR will be absent. To the working group's knowledge, there are no peer reviewed published studies up to the present day that show any of these cumulative effects.

In the United States the annual occupational exposure limit [137] for ionizing radiation (10 CFR 20 subpart C) is 0,05 Sv (5 rem), while the general public may not be exposed to more than 0,001 Sv (0,1 rem). The threshold for observable effects from ionizing radiation is about 0,05 Sv. A PATIENT receiving a head computed tomography (CT) scan is estimated to receive up to 0,03 Sv. The RISK of dying from cancer from an exposure to 0,01 Sv (1 rem) has been estimated at 0,0005. In contrast, there is no known RISK of dying from EMF exposures generated by MR EQUIPMENT provided OPERATORS comply with IEC 60601-2-33 (2002).

In conclusion, RISKS to MR WORKERS exposed to the possible EMF generated by MR SYSTEMS appear to be very low. Workers exposed to ionizing radiation appear to be at higher, but still acceptable RISK levels.

The probability of cardiac stimulation under the 2nd edition of the IEC 60601-2-33 limits is close to zero, as shown in the rationale of subclause 201.12.4.102 (4). Reilly [85] determined

that cardiac fibrillation thresholds follow a lognormal distribution with the threshold for the most sensitive percentile about half the value for the median. In addition, Reilly estimated that for a given animal the median cardiac stimulation threshold is about 40% of the cardiac fibrillation level. Reilly estimated that the rate of change of the magnetic field, $(dB/dt)_{1\% \text{ cardiac}}$, which may stimulate hearts in the most sensitive percentile of the population, is related to the total gradient ramp duration, d , and to a time constant, τ , and may be expressed by the following equation:

$$\left(\frac{dB}{dt} \right)_{1\% \text{ cardiac}} = \frac{60}{1 - \exp\left(-\frac{d}{\tau}\right)}.$$

Reilly used a value of 3 ms for τ . Bourland et al [90] found that thresholds for canine cardiac stimulation when adjusted for the relative ratio between humans and dogs agreed well with Reilly's estimates extrapolated to the cardiac mean. In the IEC rationale it was shown that Reilly's estimates indicate the probability of cardiac excitation at the mean peripheral nerve stimulation limit is on the order of 10^{-9} . Schaefer [136] found similar estimates. So, cardiac stimulation is extremely unlikely at the IEC 60601-2-33, 2nd edition (2002) limits.

- **Peripheral nerve stimulation versus magneto phosphenes for the GRADIENT OUTPUT**

Specifically for the frequency range relevant for the GRADIENT OUTPUT, the 1 kHz to 10 kHz range, the ICNIRP limits are based on extrapolations of the effects related to evoked potentials in the retina, which can result in visual stimulations (visual phosphenes). There is no evidence that such visual stimulation constitutes an adverse effect or leads to any long-term HARM. These effects are observed at somewhat lower frequencies than relevant for MR. Since retinal tissue can be compared with brain tissue (the central nervous system), these effects are used by ICNIRP as a model for effects in the central nervous system and are extrapolated to the somewhat higher frequency range. In addition, these ICNIRP guidelines include a large safety margin and resulted in an exposure limit expressed as 10 mA/m². A recent review of this effect was organized by the NRPB in 2004 and confirmed the 10 mA/m² (including a factor 10 safety margin). At somewhat higher frequencies the electric current densities generated by the GRADIENT OUTPUT in the PATIENT is much higher and is known to generate Peripheral Nerve Stimulation at the frequencies and waveforms relevant for MR. The visual stimulations seem not to be the relevant physiologic effect for the somewhat higher frequencies and specific gradient waveforms applied for MR (and are never reported in relation to the GRADIENT OUTPUT of MR EQUIPMENT). For MR PATIENTS limits are based on Peripheral Nerve Stimulation effects. This observation is confirmed by the ICNIRP in a recent publication [132], specifically addressing exposure limits for MR PATIENTS. The PNS limits have never been reported to result in unsafe situations in medical practice.

For the kHz frequency range, ICNIRP has formulated action values expressed as electric field strength of 610 V/m. This value is much higher than the values for the electric field generated in a human body by the GRADIENT OUTPUT. The exposure limits for the current densities are 10 mA/m² at 1 kHz and 10 A/m² at 1 MHz. Between 100 kHz and 1 MHz a body SAR limit of 0,4 W/kg has to be satisfied. The 610 V/m action value is derived from the electrical LF/RF current, which is driven from the electric field in an almost empty space. Inside the human body the E -field is much lower due to the electrical conductivity $\sigma \approx 1 \text{ S/m}$. Assuming a large capacitor of length L and cross section A with a much thinner slice LB (human body) of a complex dielectric permittivity ε_r ($\varepsilon_r = \varepsilon' + i\varepsilon'' = \varepsilon' + i\sigma/\varepsilon_0\omega$) the overall capacitancy is given by

$$\frac{1}{C} = \frac{L - LB}{\varepsilon_0 A} + \frac{LB}{\varepsilon_r \varepsilon_0 A}$$

Since $|\varepsilon_r| \gg 1$ (for the considered frequency range) and $LB \ll L$ the capacitancy C is not affected by the physical presence of the human body. Hence, the current I through the capacitor is given by

$$I = \frac{\omega \varepsilon_0 A}{L} U'$$

and the current density J is given by

$$J = \omega \varepsilon_0 E$$

(I , J are amplitudes only and U is the potential in Volts and E is the electric field in V/m)

At 1 kHz and $E = 610$ V/m one obtains a current density of $33 \mu\text{A}/\text{m}^2$ and at 1 MHz a current density of $33 \text{ mA}/\text{m}^2$, respectively. These values are much lower than the exposure limits.

Let us consider SAR values. The SAR is given by

$$\text{SAR} = \frac{1}{\sigma \rho} J^2, \text{ where } \rho \text{ is the tissue density.}$$

For $\sigma \approx 1 \text{ S}/\text{m}$ and $\rho = 10^3 \text{ kg}/\text{m}^3$ one obtains a SAR of $10^{-7} \text{ W}/\text{kg}$ at 1 kHz and $0,1 \text{ W}/\text{kg}$ at 1 MHz assuming the exposure limits of $0,01 \text{ mA}/\text{m}^2$ at 1 kHz and $10 \text{ A}/\text{m}^2$ at 1 MHz, respectively.

Concerning 201.7.9.2.101 l) – Auxiliary EQUIPMENT

Care should be taken in the selection of monitoring/sensing devices to ensure that they are specifically intended for use with MR EQUIPMENT (e.g. high resistance ECG leads). Electrically conducting materials, except those which have to make electrical contact with the PATIENT (e.g. ECG electrodes), should be electrically insulated from the PATIENT. All conducting materials should be thermally insulated from the PATIENT. The MANUFACTURER'S instruction for arranging monitoring leads (e.g. to avoid closed loops) and other cables near the PATIENT are required to be followed. The purpose of all these measures is to minimise the likelihood of induced currents because of coupling to the RF transmit coil, with the concomitant RISK of burns to the PATIENT.

Concerning 201.7.9.2.101 s) – Emergency actions in case of a QUENCH

In addition to the information given in item cc) of 201.7.9.2.101 on emergency medical procedures and item f) of 201.7.9.2.101 on liquid and gaseous cryogenics, this item provides information pertinent to emergencies present in the event that magnet helium gas escapes from the magnet into the examination room or other adjacent rooms during a QUENCH. This situation may be present when the venting system of the superconducting magnet fails either in part or fully during a magnet QUENCH. In this case, HAZARDS may be present for the personnel involved. The information provided here will be useful for the RESPONSIBLE ORGANIZATION in establishing an emergency plan adapted to local requirements.

While a QUENCH as such is a rare event, the additional failure of a venting system of the magnet is even more unlikely. Although thousands of MR SYSTEMS are in operation, there have been only a few reports to date regarding accidents or near accidents involving personal injuries in relationship to a QUENCH. Nevertheless, the MANUFACTURERS are required to point out the potential HAZARD of the combined event and to provide information pertinent to this type of emergency. Note that the information covers the highly unlikely, yet possibly serious event of a malfunctioning venting system at the time of a QUENCH of the superconducting magnet.

- **What is a QUENCH?**

During a QUENCH, the magnet loses its super-conductivity. The magnetic field ramps down in a matter of seconds – typically lasting approximately 20 s. The magnet begins to warm up. Liquid helium boils off at a rate of 500 l to 1 500 l within a few minutes and expands quickly. The exact boil-off rate amount depends on the fill level as well as the field strength of the magnet. A 3 T magnet may have a higher boil-off rate than a 1,5 T magnet. One litre of liquid helium translates into approximately 810 l of gaseous helium. During maximum conditions this means approximately 1 000 m³ of gas. A manual QUENCH may be initiated by activating the EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT. Another source for QUENCHING is when the helium fill level decreases to a point where the magnet begins to warm up. In rare instances, a spontaneous QUENCH may be observed that cannot be explained by the presence of obvious causes.

Hissing or whistling noises caused by the quickly escaping stream of cold helium gas may accompany a QUENCH. Plumes of white fog sink to the floor mainly from the upper part of the magnet from the vicinity of the QUENCH line due to condensation of both water vapour and air. The stream of helium gas diminishes in a matter of minutes. Air near the non-insulated components of the magnet and the QUENCH line condenses into liquid air and drips to the floor.

- **Risks associated with a failing venting system**

The purpose of the venting system of the superconducting magnet is to securely exhaust gaseous helium to the outside. The main element of this system is a conduit that is designed to transport the escaping helium gas to a safe open area. The possibility of a QUENCH should be taken into careful consideration during the design of both the magnet and the venting system of the superconducting magnet. As a result, a QUENCH should be completely harmless to personnel. Also, neither the magnet nor the MR installation as such should be subject to damage during a QUENCH.

An emergency situation will arise if a QUENCH venting system fails. Helium is lighter than air, and is non-poisonous and non-flammable. However, since it displaces oxygen, the RISK of suffocation exists. Cryogenic helium escaping into the ambient air leads to white clouds caused by condensation. These clouds will adversely affect visibility.

Persons may be rendered unconscious by the lack of oxygen entering their respiratory system. Depending on the helium concentration present in the air, a few breaths may suffice to result in unconsciousness.

In addition, escaping helium is extremely cold, possibly causing hypothermia and frostbite. The latter results in injuries resembling burns (cryogenic burns) after the skin is exposed to normal temperature levels. Skin contact with cold parts or liquid air may also lead to frostbite.

A variety of failures of the venting system of the superconducting magnet are conceivable. For instance, the following may occur.

Small leaks: smaller amounts of helium gas are exhausted to the outside via the heating and air conditioning system and replaced by fresh air. This is not a critical situation as long as the heating and air conditioning system functions as required.

These leakages are the result of constructional errors that need to be corrected.

The venting system of the superconducting magnet fails in part: only part of the helium gas is exhausted to the outside via the integrated venting system. Larger amounts of helium are present in the examination room. The heating and air conditioning system cannot remove the helium due to its volume. Large clouds form, which adversely effects visibility. Additionally, the PRESSURE in the room increases. Depending on the size of the leakage, hazardous conditions may be present for the personnel involved.

Total failure: the venting system of the superconducting magnet fails completely, e.g. through blockage or breaks in the line. The entire amount of gas is exhausted into the examination

room. If the requirements and recommendations previously mentioned are not followed, there is an increased potential for loss of life in the case of a complete cryogen vent failure.

Up to 1 000 m³ of gas are blown into the room, which frequently has a volume of less than 100 m³.

Concerning 201.7.9.2.101 t) – Scanning of PATIENTS with active or passive implants

Reference is given to the IEC 62570:2014, which formulates the definitions of MR safe, MR conditional and MR unsafe devices and describes how these markings are to be interpreted and handled by both the implant MANUFACTURER and the OPERATOR planning to scan a PATIENT with a specific type of implant.

The following is a sample text describing the responsibility for scanning of PATIENTS with MR conditional labelled implants:

“In general, MR examinations are contraindicated for PATIENTS with electronic or electrically conductive implants or metals, especially those containing ferromagnetic material.

However, certain implantable medical devices have been cleared, approved and/or licensed by the competent governmental authorities and/or labelled by the manufacturer as “MR conditional” or “MR safe”. For such devices, the general contraindications as stated above may not be applicable in their entirety.

It is the responsibility of the implant manufacturer to declare an implant as “MR conditional” or “MR safe”, if appropriate, and to define the conditions (constraints) for safe MR scanning. The MR OPERATOR must be aware of any such conditions for MR scanning. It is the obligation of the MR OPERATOR to assure that these conditions are strictly adhered to.

To obtain these specific conditions, the OPERATOR is advised to refer to the labelling of the implant or to contact the implant manufacturer. The MR manufacturer does not assume responsibility for the operation of the MR when scanning PATIENTS with any implantable medical device. Especially the MR manufacturer is not responsible for controlling technical parameters of the MR SYSTEM other than those defined by the NORMAL OPERATING MODE or the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE, the FPO (if available) and the data provided in the compatibility technical datasheet, such as SPATIAL FIELD GRADIENT.”

Concerning 201.7.9.2.101 u) – Scanning of pregnant PATIENTS

Pregnant women may be compromised in their ability to dissipate heat. In this context, it is worth noting that heat loss from the embryo and foetus across the placental barrier may be less efficient than heat dissipation in other well vascularised tissues. Elevated body temperature is known to be teratogenic to a number of mammalian species including primates, and has been implicated in central nervous system and facial defects in children whose mothers developed prolonged severe hyperthermia (>39 °C), especially during the first trimester of pregnancy [109][110]. In these cases it is desirable to limit rises in body temperature to less than 0,5 °C [106]. Furthermore, a detailed numerical study [141] of SPECIFIC ABSORPTION RATE and temperature increase calculations within pregnant woman models exposed to MAGNETIC RESONANCE imaging showed that in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE foetus temperature exceeds or approaches 38 °C for frequencies, 64 MHz and 128 MHz. Based on the results of this study, local foetus heating should be minimised by using NORMAL OPERATING MODE sequences which minimize the whole body SPECIFIC ABSORPTION RATE in the mother.

Concerning 201.7.9.3.101 b) – Compatibility technical specification sheet

The summary specification sheet is often referred to as the product data sheet. Specific information on this sheet can help the RESPONSIBLE ORGANIZATION to assess the compatibility of peripheral equipment with the specific MR EQUIPMENT. The compatibility of peripheral

equipment relates to both MANUFACTURERS, and only when both MANUFACTURERS issue a compatibility statement does the RESPONSIBLE ORGANIZATION have no further concern. In all other situations the RESPONSIBLE ORGANIZATION is required to ensure that both types of equipment do not disturb the proper functioning of the other.

It is very important to realise that the system configuration of the MR EQUIPMENT can affect the proper operation of peripheral equipment and vice versa. For instance the installation of stronger gradient systems on the MR EQUIPMENT may affect the functionality of peripheral equipment, like a physiological monitoring and sensing device applied near the magnet bore. Therefore in case of an upgrade of the MR EQUIPMENT the RESPONSIBLE ORGANIZATION should inform the MANUFACTURER of the peripheral equipment to assure the safety and performance of the equipment [83].

Concerning 201.7.9.3.101 c) – Safety provisions in the event of a QUENCH

• Examination room configuration

A number of examination room features are suggested in the standard. For the examination room features a clear distinction is made between the helium venting system for the superconducting magnet needed in case of a QUENCH and the PATIENT ventilation system needed for daily air refreshment for the PATIENTS. The examination room features try to maximise the time available to remove a PATIENT from the system in the event of a QUENCH associated with a failing venting system of the superconducting magnet. These features will help increase the time available to remove a PATIENT to an average time of a few minutes. In general the operation of the PATIENT ventilation system should be monitored carefully. Some PATIENT ventilation systems bring fresh conditioned air from the top of the examination room to the PATIENT. In the event of a QUENCH associated with a failing venting system of the superconducting magnet, this is very unfavourable for the PATIENT, and the operation of the PATIENT ventilation system should be stopped, preferably automatically via the detection of the QUENCH by a sensor. Also, an automated warning to the OPERATOR can be considered in all situations. The fitting of an oxygen monitor, wired to audible and visual alarms, in the ceiling of the examination room to give an early warning of the escape of helium gas is recommended. When remodelling of the examination room is performed, the integrity of the RF-shielding has to be tested again.

• Door of the examination room opens inwards – constructional safety measures

The most unfavourable situation for the examination room is when the door of the examination room opens inwards. In this situation, slight overpressure due to helium gas leakage may make opening of the door extremely difficult. Depending on the ventilation system for the room, overpressure may be present for a considerable length of time. Installation of a provision in the examination room to allow air breathing for persons present in the examination room during the QUENCH in this situation may help to increase the time available to allow for pressure equalization in the room.

To address this situation the following alternatives are available:

- The door is reconfigured so that it opens to the outside, and thus into the control room.
- The door is replaced with an RF-sealed sliding door. It should be ensured that the door closes in a way that allows it to move away from the frame in case of overpressure, that is, it facilitates opening the door.
- The fixed observation window is replaced by a window opening into the control room or by an RF-sealed sliding window.
- Panels are installed in the examination room wall, door or ceiling that can be unlocked and opened to the outside in case of emergency or allow for continual pressure equalization to interstitial space. These panels require an RF-sealed installation. After opening the panel, the outlet should measure at least $(60 \times 60) \text{ cm}^2$. When using rectangular panels, the shorter side should measure a minimum of 60 cm in length. Also, easy removal of the panel by a single person has to be ensured. In addition, a minimum distance of 1 meter to

the next wall needs to be observed. The panel should be installed as far as possible toward the top of the room to allow escape of the low-density helium.

- The examination room MANUFACTURER can provide additional RF-sealed room openings (metal grids) that lead directly to the outside. However, these openings are also conduits for acoustic noise generated outside the examination room. Again, these openings should be installed as far as possible toward the top to allow escape of the low-density helium. To maintain unobstructed flow through a pipe, the diameter of a long line has to be appropriate.
- An oxygen detector and alarm can be hardwired to an emergency air extraction system to turn on automatically to maximum air extraction power when in alarm mode due to a too low oxygen level.

For doors moved via auxiliary drives (e.g. electrical or pneumatic), manual operation has to be ensured as well.

If included in the installation, the observation window may be broken although this may be difficult to accomplish. The window usually includes wiring for the RF-shielding that needs to be worked through as well. However, the resulting glass splinters may injure rescue personnel. Depending on the construction and the thickness of the window, the OPERATOR has to provide suitable tools for breaking the window.

• Maintenance

A preventive maintenance program should include the following actions.

Checking the exhaust system and room venting.

The installation of the room venting system and the cryogen venting system for the superconducting magnet has to adhere to the requirements and should be checked by trained personnel. Both systems have to be visually inspected at regular intervals to determine inappropriate changes, in particular:

- design changes inside and outside the shielded examination room;
- inappropriate changes;
- damage to the thermal insulation of the exhaust line;
- damage to the exhaust line;
- obstructed exit, e.g. presence of bird nests (is the protective grid still intact?);
- damage to protective rain covers (these are regularly required for vertically exiting QUENCH lines. Depending on the design, they are also frequently in place for horizontal exits).
- Has the exhaust to the outside been changed after the system was handed over to the customer thus subjecting others to the exhausted gas? This may involve, for example, windows installed at a later date, exits and entrances put in place for heating and air conditioning systems, new buildings or temporarily installed containers and any other foreign debris or construction matter that could negatively influence the performance of the venting system.
- Has the heating and air conditioning system or venting system of the room been changed, e.g. by adding additional venting inlets or outlets in adjacent rooms?
- Were additional MR SYSTEMS installed?
- Is the same QUENCH line used for additional MR SYSTEMS?

Since each system is subject to either changes or remodelling of the building during its operating life, the OPERATOR needs to be thoroughly familiar with the importance of the QUENCH line and the venting system. For this reason, we recommend frequent visual inspections (e.g. with respect to constructional changes in the vicinity of the QUENCH line, severe weather-related changes such as ice, snow or sand). In case of questionable system functionality, the venting system installation contractor should be contacted.

• Emergency plan

The following recommendations are designed to help the OPERATOR in establishing an emergency plan that should include the following:

- layout of the MR-suite with respect to windows, escape routes both for personnel or for venting exhaust gas to the outside, emergency manual switches on the PATIENT support for fast PATIENT removal;
- availability of emergency personnel (e.g. ambulance personnel, on-site fire emergency response teams and on and off-site security);
- instructions and information provided to fire departments and police departments (to be provided before an actual emergency as described in the operating manual), including the need for an extra check whether the magnetic field is still present or not;
- rescue exercises performed with the respective personnel;
- operating personnel should be trained in overseeing the evacuation of the MR suite and adjacent rooms;
- Personnel should only return to the MR suite after the situation is back to normal, that is, noises have stopped and vision is no longer obstructed. For safety reasons, all rooms should be thoroughly aired; windows and doors to the outside should be open. Usually the air conditioning system will provide for effective air exchange.

If persons are present in the magnet room, consider the following.

- **Standard scenario:** the QUENCH line works as planned. The PATIENT can be easily removed. Contact with cryogenic parts is prohibited.
- **Small leaks:** these would lead to small clouds of fog that clearly remain above head level and are visibly removed by the heating and air conditioning system. White fog-like clouds may sink to the floor. These clouds consist of cold air and do not lead to oxygen depletion. In this case, overpressure is not present. There is no RISK of suffocation for either PATIENT or personnel. The PATIENT can be removed, either immediately or after a few minutes depending on the PATIENT'S reaction to the situation. Contact with cryogenic parts is prohibited.
- **Partial or complete failure of the QUENCH line:** large fog-like clouds are present that may impair visibility. PRESSURE in the examination room will increase. All persons inside the room or entering to help with rescue are in danger. During a complete failure of the venting system of the superconducting magnet inside the examination room, the examination room would be quickly filled with cryogenic helium gas.

As a rule, rescue personnel should not work alone, but rather in groups of two or more persons.

Usually, the strongest gas flow occurs within the first few minutes and will subsequently subside. However, the course of gas flow is not fully predictable, since at the time of occurrence the type of error in the QUENCH line is generally not fully known.

Prior to opening the door to the examination room, all available doors and windows should be opened to ensure sufficient ventilation. All personnel in the vicinity of the system who are not needed for rescue activities should leave prior to the rescue of the PATIENT in the examination room. When opening the door, possible overpressure in the room should be factored in as follows:

If the door opens outward in the direction of the control room, the door may fly open due to overpressure. The OPERATOR should be aware of this possibility so injuries caused by the unexpected opening of the door can be avoided.

- If the door opens inward in the direction of the examination room, it may be impossible to open it due to the overpressure in the room. In this case, existing windows and emergency flaps should be opened. The overpressure may lead to windows or flaps swinging unexpectedly. If there are no emergency openings, the observation window may be

smashed. However, the resulting glass splinters may injure rescue personnel. Depending on the construction and the thickness of the window, the RESPONSIBLE ORGANIZATION has to provide suitable tools for breaking the window.

After opening the door to the examination room, the helium gas may escape to adjacent rooms, endangering the safety of the rescue personnel. It is possible to check the oxygen levels in the air with an oxygen monitor. A gas mask does not protect against oxygen displacement by the helium gas. An air tank is necessary in order to remain in a facility subject to escaping helium. In addition to the RISK of suffocation there is also the additional RISK of hypothermia or frostbite.

Since the helium gas warms up quickly and spreads downward from the ceiling, a rescue worker standing upright is exposed to greater danger than a PATIENT lying on the PATIENT SUPPORT. There may be more air nearer to the floor. A rescue worker may gain time by going down on hands and knees to take breaths of air.

After the PATIENT has been removed from the examination room, no personnel should be present in the vicinity of the MR SYSTEM until the QUENCH has been stopped and ventilation has been ensured.

After a QUENCH, the service procedure as described in the ACCOMPANYING DOCUMENTS has to be performed. The maintenance personnel should be informed immediately to put the MR SYSTEM back into operation.

Concerning 201.8.7.3 – Allowable values

Application of leakage current test requirements from the general standard are to be clarified for surface coils. The allowable values for the leakage current as formulated in subclause 8.7.3 e) of the general standard cannot be measured for all situations. On the MR EQUIPMENT, PATIENT limits for leakage current and PATIENT auxiliary currents under NORMAL and SINGLE FAULT CONDITIONS do not apply for frequencies above 1 MHz. Regardless the waveform and frequency, the HAZARDS related to leakage currents are controlled via the requirements formulated for the local SAR as formulated in subclause 201.12.4.103.2 of this standard.

Concerning 201.9.6.2.1 – Audible acoustic energy

The high rates of change of current passing through the gradient coils in a static magnetic field produce vibrations in the audible frequency range. These are often manifested as loud "knocking" sounds.

Sudden hearing loss can be caused by short very loud noises, such as these knocks, in which the relevant safety parameter is the peak sound pressure level, measured in dB relative to 20 µPa.

The limit on peak sound pressure level of 140 dB has been taken from current internationally accepted values. It is difficult to predict under what circumstances the MR EQUIPMENT will produce the worst case situation with respect to acoustic noise production. It may very well happen that due to the frequency response characteristics of the MR EQUIPMENT the worst case acoustic noise situation is found for a clinical protocol (which by coincidence stimulates the MR EQUIPMENT at a mechanical resonance frequency and consequently produces more acoustic noise).

See also rationale 201.7.9.2.101 d).

Concerning 201.12.4 – Protection against hazardous output

The time varying (gradient) field, radio frequency field and static magnetic field generated by MR EQUIPMENT may influence physiological functions to an extent that safety measures

are required. The recommendations given are based on current scientific knowledge and technical understanding. Existing guidelines have been considered in establishing these recommendations. When new evidence becomes available revisions may be necessary.

Diagnostic MR EXAMINATIONS usually can be completed within about one hour. Therefore considerations are concerned with effects of exposure of PATIENTS for periods of about one hour with emphasis on immediate (acute) adverse reactions.

Concerning 201.12.4.102 – Protection against excessive low frequency field variations produced by the gradient system

(1) Overview

Time-varying magnetic fields induce an electric field E in accord with Faraday's law. The switching of gradient coils in the MR EQUIPMENT presents a time-varying magnetic field (dB/dt or $\dot{B}$), so that the body of the PATIENT is exposed to the induced electric field. This field can affect excitable tissue with thresholds that are frequency dependent. At frequencies above 10 kHz, higher fields are required for an effect [84]. The electric field in turn induces an electric current and this will cause heating according to Ohm's law. In practice, heating effects by GRADIENT OUTPUT are not of concern.

In the simple case of a uniform time-varying magnetic field and a cylindrical body of uniform conductivity with its axis parallel to the magnetic field B , the electric field E is directed along circular paths perpendicular to B . Therefore its magnitude is proportional to the radius of its path. As a consequence, the levels of concern depend on the size of the gradient system and the extent of the conducting medium. Tissue stimulation occurs more easily when the time varying gradient field is generated in large gradient systems.

(2) Safety concerns

The primary concern with respect to GRADIENT OUTPUT is cardiac fibrillation and stimulation of peripheral nerves. Cardiac fibrillation is the most serious event because it is an immediately life-threatening condition. Stimulation of nerves is of concern because strong stimuli may be experienced as intolerably painful. These phenomena of concern occur at supra-threshold levels of cardiac stimulation (CS) and peripheral nerve stimulation (PNS).

A secondary concern is heating of the PATIENT. Although heating by the induced electric currents presently is low, it is additive to that caused by the RF exposure in the MR EQUIPMENT and the concern relates to the combined effect of the two heating sources.

(3) Excitation models

The theoretical spatial extended non-linear node (SENN) nerve model of Reilly [85] predicts that threshold conditions for nerve stimulation can be well described by the local electrical field strength E at the end point of the nerve, parallel to its direction and by the duration of the stimulus t_s . At long stimulus duration, the threshold field asymptotically reaches its lowest level $E_{\min}$ and at short stimulus duration, the threshold is proportional to the product of $E_{\min}$ and $1/t_s$.

Reilly suggested that the threshold function of t_s can be approximated by an exponential form as

$$E_{TH} = E_{\min} / (1 - \exp(-t_s/t_c)) \quad (\text{AA.5})$$

From the model, the minimum value in humans of the threshold $E_{\min}$ for cardiac stimulation and PNS for monopolar rectangular electrical stimuli is estimated to be 6,2 V/m. The experimental values for the time constant t_c range between about 0,12 ms and 0,8 ms for

PNS. For cardiac stimulation this range is 1 ms to 8 ms, and Reilly suggests 3 ms as a representative value.

An alternative to the exponential relation of Equation (AA.5) has been proposed that allows a more accurate description of experimental data [86][87]. This alternative function shows the threshold to have a hyperbolic dependence on stimulus duration, as:

$$E_{TH} = \text{rheobase} (1 + \text{chronaxie} / t_s) \quad (\text{AA.6})$$

In this equation rheobase is the low frequency limit of the threshold stimulus and chronaxie is the characteristic reaction time of the nerves under consideration. As in Equation (AA.5), t_s is the duration of the stimulus. The equation holds for unipolar rectangular stimuli. As discussed below, recent experiments establish that PNS by gradient fields is accurately characterized by Equation (AA.6) using a chronaxie of 360 μs [89][90][91].

Schaefer [88] pointed out that in comparison to the exponential relation of Equation (AA.5), the hyperbolic expression of Equation (AA.6) is also better suited for a fit to the theoretical values of the threshold from Reilly's SENN model. Thus, Equation (AA.6) is used here to describe limits for peripheral nerve stimulation.

(4) Physiologic limits for cardiac and peripheral nerve stimulation and heating

Reilly [85] compared a variety of studies of electrical stimulation in animals. He observed that the cardiac fibrillation thresholds are log-normally distributed with the most sensitive percentile about factor two lower than the median. Moreover, he estimates that in a given animal the stimulation threshold (onset of ectopic beats) will be 40 % of the cardiac fibrillation level. By extrapolation to humans, he assumes the human stimulation threshold from his SENN model is 20 % of the human mean fibrillation level. Reilly estimated that a dB/dt of (71,3; 72,1; 50,8) T/s for switching of the (x, y, z) gradients is needed to achieve an electric field in the heart of 6,2 V/m, his estimate for the rheobase field for stimulation for the most sensitive 1-percentile.

Bourland *et al.* [90] reported a median cardiac stimulation threshold in the dog for switching of the HF gradient in excess of 2 700 T/s at a ramp duration of 530 μs . With a cardiac nerve time constant of 3 ms this corresponds to an asymptotic value of the stimulation level of 440 T/s. From calculations considering dog and human physiology, a unit of dB/dt along the length of the subject induces an electric field in the human heart 2,81 times greater than in the dog heart so that for humans an asymptotic stimulus level of 156 T/s is inferred and the 1-percentile level expected at 78 T/s, in reasonable agreement with Reilly's estimate.

The limit used in this standard to avoid cardiac stimulation incorporates a safety factor 3 below the 1-percentile threshold. It is based on the SENN model and the experimentally determined cardiac excitation threshold level. With the assumptions given, this limit would correspond to a likelihood for cardiac stimulation that is less than 2×10^{-9} . In addition, it turns out that the peripheral nerve stimulation limit given in this standard is below the cardiac stimulation limit for all stimulus durations of practical interest.

In the Purdue study of Bourland *et al.* [90] on 84 subjects the dB/dt needed for lowest percentile of uncomfortable stimulation is approximately equal to the median threshold for PNS for switching of the gradient in both the anterior-posterior (AP) and head-foot (HF) gradient directions. The lowest percentile for intolerable stimulation occurred at dB/dt about 20 % above the median PNS threshold. Painful stimulation is not only a source of serious discomfort; it is also associated with involuntary muscle contraction, so that cooperation of the PATIENT and efficacy of the examination is seriously compromised at this level. Intolerable stimulation clearly is the endpoint in that respect. In addition the reaction of the PATIENT in such a situation constitutes a further safety RISK. So, in this standard, the mean stimulation level is chosen as the limit for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE and 80 % of this is selected as the limit for the NORMAL OPERATING MODE.

The allowed exposure level for MR WORKERS for the GRADIENT OUTPUT is set at a PATIENT level such that the occurrence of intolerable PNS is minimized. It is difficult to relate this level to the mean threshold level for PNS for the PATIENTS because the MR WORKER may occupy positions in the scanner, which cannot or will not be reached by the PATIENT.

Caution should be exercised prior to any interventional MR to avoid unexpected PNS of the MR WORKER during his duties that can compromise the safety of the PATIENT.

(5) The relation between E -field and dB/dt in the MR EQUIPMENT

The translation of E field limits into dB/dt limits requires knowledge of the relation between these parameters in the typical geometry of the PATIENT and gradient system.

The electric field E induced by the gradient system in the body is related to the spatial distribution of dB/dt and to the body geometry. For any closed trajectory I that circumscribes a surface S , the basic physics equation is

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = - \int \frac{d\vec{B}}{dt} \times d\vec{S} \quad (\text{AA.7})$$

It can be solved when the boundary conditions are specified. As an illustrative simplification, the PATIENT may be represented by a homogeneously conducting prolate rotational ellipsoid with semi-major axial length a and semi-minor axial length b and the space outside the PATIENT by an insulating medium. When a spatially homogeneous time varying magnetic field is applied perpendicular to the major axis of this ellipsoid, the maximum value of E occurs in the mid-plane of the ellipsoid, along its perimeter. It follows that this perimeter is the locus at which PNS is expected to occur first. Reilly [85] points out that at that position

$$|E| = \frac{a^2 b}{(a^2 + b^2)} dB/dt \quad (\text{AA.8})$$

When the ellipsoid has semi-axial lengths $a = 0,4$ m and $b = 0,2$ m, representing the cross-section of the PATIENT with a field in the AP direction, the resulting relation is

$$|E| = 0,16 \text{ dB/dt} \quad (\text{AA.9})$$

where

E is in V/m, and

dB/dt is in T/s.

When the time varying magnetic field is parallel to the major axis of the ellipsoid, a case that represents a field in the HF direction, the induced electric field is parallel to its circular cross-section with radius $b = 0,2$ m, in which case

$$|E| = 0,10 \text{ dB/dt} \quad (\text{AA.10})$$

where

E is in V/m, and

dB/dt is in T/s.

In reality, the field from the gradient system in the MR EQUIPMENT is inhomogeneous. Within the gradient system, the spatial maximum value of dB/dt at the periphery of the PATIENT is higher than the average of dB/dt over his body. Recent calculations with a morphologically

realistic human model report that the factors in Equations (AA.9) and (AA.10) are 0,11 and 0,08, respectively, for dB/dt taken as the maximum value at a radius of 0,2 m. Similar values were reported by Botwell and Bowley [92]. They calculated the currents induced in a conducting cylinder of radius 0,195 m within an imager. From results presented in their paper, values of $E/(dB/dt)$ (dB/dt being the maximal value at $r = 0,195$ m) can be determined. For switching of the transverse gradient, the ratio is 0,121 and the ratio is 0,087 for switching of the longitudinal gradient. Note that the local maximal electric field will be perhaps greater by a factor of 2 if the model considers non-homogeneous conductivity, such as would arise from inclusion of bone.

The translation of Equation (AA.6) into an expression for the threshold value of dB/dt is possible when its value is related to a specific representative location. A characteristic feature of the gradient waveform in an MR EQUIPMENT is its repetitive bipolar shape. For a trapezoid gradient waveform (see Figure 201.101 in subclause 201.3 of the standard), the induced E field will be a series of rectangular stimuli with alternating sign. The stimulus duration t_s of a bipolar ramp in a trapezoid gradient waveform with maximum amplitude $G_{\max}$ follows from

$$t_s = \frac{2G_{\max}}{G} \quad (\text{AA.11})$$

(6) Instrumentally defined limits for CS

In this standard, Equation (AA.6) is used to convert the physiological limit for cardiac stimulation as discussed in item (4). The cardiac time constant t_c is assumed to be 3 ms. Reilly's value of the one percentile threshold electric field is used as the cardiac stimulation electric field rheobase rbc . Equation (AA.10) is used to convert from electric field rheobase to dB/dt rheobase. The safety factor 3 introduced in item (4) is used. The limit protecting against cardiac fibrillation becomes:

$$L = \frac{rbc}{3} \frac{1}{1 - \exp(-t_s/t_c)} \quad (\text{AA.12})$$

where $rbc = 6,2$ V/m or 62 T/s

(7) Direct demonstration of GRADIENT OUTPUT limits for PNS in whole body MR EQUIPMENT

This standard describes a number of approaches to obtain MR EQUIPMENT specific values of threshold PNS. These are discussed in this and in the next items. In establishing limits for PNS, this standard allows experimental assessment of thresholds as a basis for determination of limits (direct determination). The direct determination requires experimental work with volunteers in a representative model of the GRADIENT UNIT. Based on the assumed validity of a hyperbolic relation between threshold and ramp time, a possible approach for the direct demonstration is to establish a rheobase and a chronaxie based on the test for a limited number of ramp times and generate recursion relations for each ramp time used. Further modelling may be used to limit the number of waveforms actually tested. One example of such modelling is given in item (16).

Limits derived from the experimental work with volunteers should obey the physiological requirements as listed in item (4). The workload from such a direct demonstration may be excessive, and for some important waveforms, the standard provides numerical limits as an alternative, discussed in items (8) to (14).

Gradient induced electric fields in homogeneous spheres depend on dB/dt , total gradient ramp time, and the radius of the sphere. Electric field stimulation thresholds are similar for both adults and children, though thresholds may be higher in children [160]. Therefore stimulation thresholds established for adults should be conservative for children and children can be excluded from the volunteer study.

(8) Numerically defined default limits for PNS

Direct demonstration of PNS limits is not always feasible. To offer an alternative in such cases, this standard provides numerically defined default limits for dB/dt and for E . These limits are based on three volunteer studies in which the MR EQUIPMENT was used to obtain PNS. The results of these studies are published by Ham *et al.* [89], Bourland *et al.* [90], and Hebrank *et al.* [91]. In each of these publications, threshold PNS was observed as a function of dB/dt and pulse duration in volunteers exposed to switching of the gradients in a WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM in cylindrical WHOLE BODY MAGNETS. Although the dB/dt values used in these publications to express threshold PNS were not directly comparable and details of the gradient waveforms differed, comparison of the results of these authors could be obtained. The comparison makes use of some unpublished details collected for the purpose of establishing a basis for the PNS limits used in this standard. The comparison basis is summarized in item (9). GRADIENT OUTPUT limits for whole body MR EQUIPMENT on this basis are derived in item (10).

(9) Comparison basis for GRADIENT OUTPUT

The basis used to compare the experimental work [89][90][91] is the following: All dB/dt values were recalculated to dB/dt , the spatio-temporal maximum of the modulus value of dB/dt , occurring on the wall of a cylinder of 0,2 m, coaxial to the magnet. This volume was chosen to represent the volume normally accessible to the PATIENT. All gradient waveforms used were EPI waveforms with trapezoid shape. The direction of the switched gradient was anterior posterior (AP) in two of the three publications, and the result of all GRADIENT UNITS driven simultaneously in the third [89]. In this publication the thresholds for an AP direction of the switched gradient could be obtained by regression. The flat tops of the waveforms were 0,3 ms in Bourland [90], 0,4 ms in Ham [89] and 0,5 ms in Hebrank [91]. These differences in flat top duration were assumed to be of second order influence and were neglected. The width of the distributions of individual thresholds could be evaluated for two of the three studies [90][91], because in these studies a large number of volunteers participated. The observed standard deviations expressed as a fraction of the mean were found to be of similar size in both studies and a value of 0,24 was adopted to define the confidence regions of the mean thresholds.

When for a ramp time the threshold could not be reached for all subjects, because of technical limits of the gradient system, the trimmed mean was used as an estimator for the mean. In a case where c highest thresholds from N volunteers could not be observed, this statistic is defined as the average over the central fraction $N - 2c$ of the ordered thresholds.

(10) Experimental data on PNS threshold of human volunteers in whole body MR EQUIPMENT

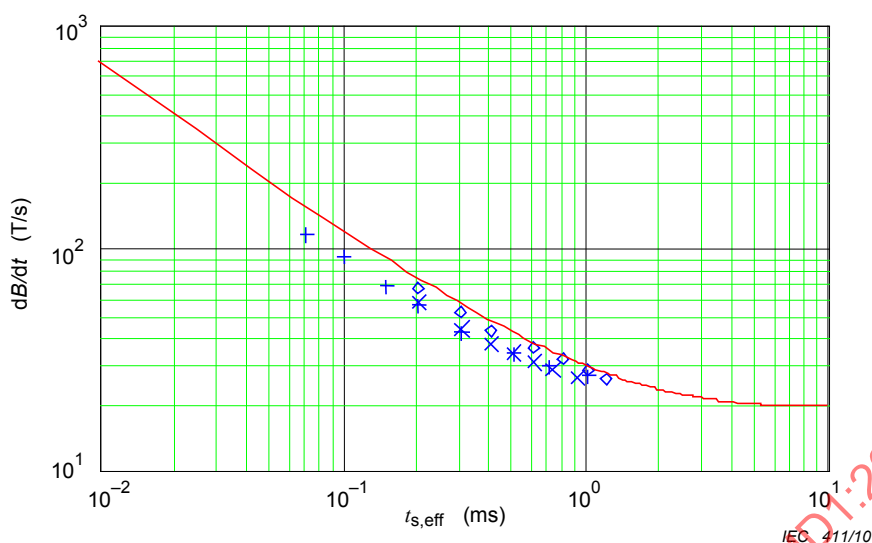
The results of the experimental values converted on the comparison basis as described in item (9) are given in Figure AA.2. The data are shown to be consistent, although the MR EQUIPMENT used were of different MANUFACTURERS so that differences in design of the gradient hardware were present. A single hyperbolic threshold stimulation function according to the following equation:

$$dB/dt = 1,0 \text{ rb} (1 + 0,36 / t_{s,\text{eff}})$$

is obtained by fitting to all data points, with statistical weight to each data point that takes into account the number of volunteers examined in each of the quoted reports. The obtained value of rheobase is

$$rb = 19,7 \pm 1 \text{ T/s},$$

which is in this standard rounded to 20 T/s. The chronaxie is $t_c = 0,36 \text{ ms}$.



Double logarithmic plot of experimental threshold values for peripheral nerve stimulation with trapezoid EPI waveforms, versus ramp time t_s ($\diamond$ Ham [89], $+$ Bourland [90], $\times$ Hebrank [91]). In all experiments the data hold for the AP orientation of the direction of the switched gradient. The threshold values are expressed as dB/dt , the spatio-temporal maximum of the modulus of dB/dt on a cylindrical surface coaxial to the magnet, with a radius of 0,2 m. The solid line is the hyperbola fitted to all data points, with a statistical weight per point that reflects the number of volunteers tested in each of the quoted reports. The characteristic parameters of the hyperbola are the rheobase $rb = 19,7$ T/s and the chronaxie $t_c = 0,36$ ms (see equation above: $dB/dt = 1,0 \cdot rb (1 + 0,36/t_{s,eff})$).

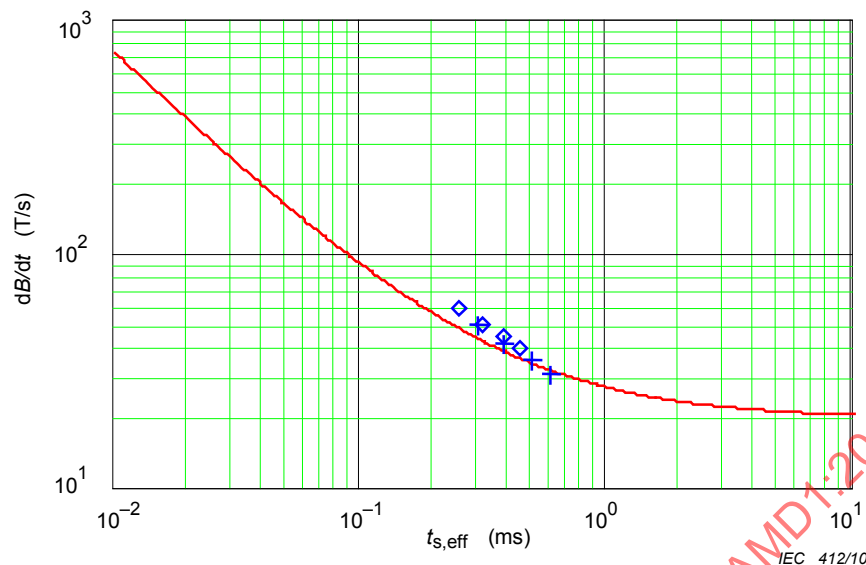
Figure AA.2 – Experimental data on PNS threshold of human volunteers in WHOLE BODY MR EQUIPMENT

(11) Experimental data on PNS threshold other than trapezoid waveforms

The threshold of dB/dt is seen to depend on the stimulus duration t_s . For gradient waveforms that are not trapezoidal, the stimulus duration has no unique definition. Harvey *et al.* [93] and Mansfield [94] showed that the thresholds for sinusoid waveforms become very nearly equal to those for trapezoids when in a sinusoid waveform $B(t) = B_{\max} \sin(2\pi t/T)$ the EFFECTIVE STIMULUS DURATION is defined as the ratio of amplitude and maximum rate of change:

$$t_{s,eff} = 2B_{\max} / \dot{B}(0) = T / \pi \quad (\text{AA.13})$$

Frese *et al.* [95] compared AP directed trapezoid and sinusoid waveforms in the same MR EQUIPMENT. Figure AA.3 illustrates the fit obtained when plotted as function of $t_{s,eff}$. The example demonstrates the validity of its use. In this standard, $t_{s,eff}$ will be used to describe EFFECTIVE STIMULUS DURATION.



The waveforms are trapezoid EPI (+) and sinusoid EPI waveforms (◇). They are displayed versus the EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$, data from Frese [95]. The data hold for the AP orientation of the switched gradient. The threshold values are expressed as the spatial maximum of the modulus of dB/dt on a cylindrical surface coaxial to the magnet, with a radius of 0,2 m. The solid line is the hyperbola fitted to all data points, identical to the one shown in Figure AA.2.

Figure AA.3 – Double logarithmic plot of experimental threshold values for peripheral nerve stimulation

(12) Experimental data on PNS threshold values depending on the orientation of the body of the PATIENT with respect to the direction of the switched gradient

The value of rheobase as a function of the direction of the switched gradient was obtained experimentally in WHOLE BODY MR EQUIPMENT. For the HF-gradient coil, the Purdue study on 84 volunteers reports a rheobase of 29,5 T/s and chronaxie of 0,36 ms. Note that in those experiments, a single winding, which reproduces a magnetic field pattern at each end of an actual HF-gradient coil, was used to simulate the stimulating effects of switching the HF-gradient. The subject was longitudinally positioned for lowest PNS threshold. This experiment shows that the PNS threshold for Head-Feet (HF) gradient directions in such MR EQUIPMENT is higher than for the AP direction, with a ratio for AP and HF gradient directions of 0,66. Between LR and AP gradients a similar difference in threshold exists. The data on 10 volunteers of Budinger [96], who inspected these thresholds by rotating the gradient coil with respect to the volunteers, show a ratio between the thresholds of AP and LR gradients of 0,8. In view of these results, this standard allows weight factors for calculation of the GRADIENT OUTPUT of HF and LR gradient that equal $w_{HF} = 0,7$ and $w_{LR} = 0,8$.

(13) Nerve stimulation in case of the combination of waveforms from more than one GRADIENT UNIT

The MR imaging sequence always contains a combination of gradient waveforms from all three GRADIENT UNITS.

The strongest stimulation will occur when all coils are driven simultaneously with identical waveforms at maximum GRADIENT OUTPUT. At each moment in the space around the magnetic isocentre the value of total rate of change $(dB/dt)_{total}$ will be the vector sum of the contributions $(dB/dt)_i$ from each GRADIENT UNIT i . Note that the induced electric field, which is believed to be the mechanism for stimulation, will similarly be due to the vector addition of the electric fields E_i arising from each switching gradient. The value of $(dB/dt)_{total}$ will be a function of space in a way that depends strongly on the octant as defined by the gradient co-ordinate system. The largest values will occur in the octants in which the direction of $(dB/dt)_{total}$ and that of each $(dB/dt)_i$ are at angles smaller than 90° . This condition will always

exist in two of the octants, and during a combination of complex waveforms in which the gradients change sign, this worst case condition will switch to other octants. Within a worst case octant, the spatial maximum value of $(dB/dt)_{\text{total}}$ is smaller than the sum of the spatial maxima of $(dB/dt)_i$, because these latter maxima do not occur at the same point. Moreover, even in such an octant the vector directions of $(dB/dt)_i$ at the position of maximum $(dB/dt)_{\text{total}}$ are not completely parallel.

Therefore, in the case considered, (all coils driven simultaneously with identical waveforms at maximum dB/dt) the joint effect on stimulation is less than the linear sum of the effects of the individual coils.

This standard assumes that the effect of simultaneous switched gradients can be represented by a weighted quadratic summation of the $(dB/dt)_i$ of the individual GRADIENT UNITS. Weighting factors are as given in item (12).

When the stimulus duration t_s of the three gradients at maximum drive are not the same, quadratic addition can still be meaningful, but the common limit has to be replaced by the individual limits for each stimulus duration t_s .

In MR EXAMINATION sequences with simultaneous waveforms at maximum amplitude of each gradient is a rare event, so the assumption of its occurrence is a conservative one. More realistic estimates of the threshold for partially simultaneous waveforms from different coils can be obtained by more exacting models that take into account the shape of each waveform. An example of such a model is described in item (16).

(14) Limits for PNS for WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS

As stated in item (4), the limit of the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is that GRADIENT OUTPUT that gives threshold PNS. This physiological definition can be restated quantitatively: for WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS this limit is based on the threshold values found for switching of AP gradients in item (10).

It is a limit that holds for the maximum GRADIENT OUTPUT of a gradient system with a given waveform.

- The maximum GRADIENT OUTPUT of the MR EQUIPMENT is assumed to be caused by the simultaneous output of all GRADIENT UNITS, each at its maximum slew rate and at maximum gradient amplitude. It is measured as the spatial maximum modulus value of GRADIENT OUTPUT occurring in a COMPLIANCE VOLUME.
- The COMPLIANCE VOLUME is defined in the standard. Its dimensions are assumed to exclude the region where the large diameter body parts of the PATIENT are not normally present, and it may be smaller than the actual space accessible to the PATIENT.
- The dependence includes the stimulus duration correction for thresholds between sinusoids and trapezoids from item (11).

The simultaneous output is derived from inspection of the GRADIENT OUTPUT of individual GRADIENT UNITS, using the orientation dependant threshold ratios w_i from item (12) and the quadratic summation rule of item (13).

This results in

$$\sqrt{\sum (w_i dB/dt_i)^2} < 20 \times (1 + 0,36/t_s) \quad (\text{AA.14})$$

dB/dt values can be obtained by calculation or by testing. Calculation is possible from the coil geometry and current distribution by use of Biot-Savart's law:

$$\dot{\vec{B}}(r) = \int \frac{\mu \dot{I}(\vec{r}') d\vec{l}' \times (\vec{r} - \vec{r}')}{4\pi |\vec{r} - \vec{r}'|^3} \quad (\text{AA.15})$$

where $d\vec{l}'$ is an element of the coil windings at position r' .

(15) Limits for PNS based on E field calculation

For gradient systems that differ in size from WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS, the information from the experimental work relating GRADIENT OUTPUT to threshold PNS in WHOLE BODY GRADIENT SYSTEMS is not directly applicable. This is because this relation depends on the geometry of coil and PATIENT. If for instance a gradient system only exposed heads with a radius of 0,1 m, then the GRADIENT OUTPUT limits from item (8) may be too restrictive by a factor of about 2. For the wide variety of gradient systems in special purpose MR EQUIPMENT (e.g. special MR EQUIPMENT for breasts, extremities or head, or special gradient system designs for use in WHOLE BODY MR EQUIPMENT (such as gradient systems for microscopy, heart and head), this standard allows the use of limits for the electric field E induced by switching of the gradients. The rationale is that E is the quantity that directly relates to the physiological model described in item (3).

Although the value of E in a given coil and PATIENT geometry cannot easily be measured, its calculation is possible from the coil geometry and current distribution when the effects of currents induced in the PATIENT are neglected. The electric field in the PATIENT due to the switched gradients can then be expressed as

$$\vec{E} = -\partial \vec{A} / \partial t - \nabla \Phi \quad (\text{AA.16})$$

where A is the magnetic vector potential due to currents in gradient coils. The time derivative $\partial \vec{A} / \partial t$ is calculated from

$$\dot{\vec{E}}(r) = \dot{\vec{A}}(r) = \int \frac{\mu \cdot \dot{I}(\vec{r}') d\vec{l}'}{4\pi |\vec{r} - \vec{r}'|} \quad (\text{AA.17})$$

where

$\dot{I}$ is the rate of change of the coil current and
 $d\vec{l}'$ is an element of the coil windings at position r' .

The electrostatic potential Φ is due to electric charge at the interfaces between discontinuities in electrical conductivity (such as the air-PATIENT interface) and is a consequence of conservation of electric charge.

The electrostatic potential in general needs to be calculated with a computer technique. A noteworthy special case in which Φ is zero is for a cylindrically symmetric z-gradient applied along the axis of a conducting cylinder. In this case, $\vec{E} = -\partial \vec{A} / \partial t$. Equation (AA.17) is valid for a complex PATIENT model. A useful simplification is to approximate the body section of interest as a cylinder or spheroid of uniform conductivity.

In this standard the threshold for E is assumed to have the hyperbolic shape of the threshold function of Equation (AA.6), with chronaxie of 0,36 ms as discussed in item (10) and with a rheobase that is based on the orientation related values for dB/dt and the Purdue computational results for the ratio between E and dB/dt (see item (4)). It is emphasized that the electric field is calculated assuming a uniform conductivity throughout the PATIENT. The so obtained rheobase electric field is 2,16 V/m for switching of the AP gradient and 2,4 V/m for that of the HF gradient. The difference in these two values is not regarded to be significant and thus 2,2 V/m is felt to be a good estimate for the electric field rheobase for PNS by a trapezoidal pulse train for all gradient orientations. Parallel to the argument for limits of dB/dt ,

the limit of E in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is equal to the threshold value of E . For the NORMAL OPERATING MODE the limit is reduced by the factor 0,8. The limit for E is valid for all types of MR EQUIPMENT. The value of E is the maximum occurring in a COMPLIANCE VOLUME for a given GRADIENT OUTPUT. The statements parallels that of item (14), but the simultaneous output of the GRADIENT UNITS may be derived by the quadratic summation rule of item (13), but orientation dependent weighting factors are not allowed. For instance, for EPI waveforms with a stimulus duration $t_{s,eff}$, this results in

$$\sqrt{\sum (E_t)^2} < 2,2 \times (1 + 0,36 / t_{s,eff}) \quad (\text{AA.18})$$

(16) A model for threshold values of PNS for complex waveforms

A hyperbolic threshold function similar to Equation (AA.6) and with rheobase and chronaxie defined in item (10) is valid for repeated bipolar rectangular stimuli (and for sinusoids, with use of the EFFECTIVE STIMULUS DURATION defined in Equation (AA.14)). In order to deal with the complex gradient waveforms, such as often used in MR imaging, an extension may be desired, because for such a waveforms the threshold may be higher. A more general threshold function can be found by regarding stimulus $\dot{B}(t)$ which belongs to this waveform as a series of Dirac functions that cause the nerve response to build up so that it eventually reaches threshold [97]. From Equation (AA.6) one can express R_{rect} , the sub-threshold response for a single rectangular stimulus with duration t_s as

$$R_{rect} = \frac{\dot{B}}{\dot{B}_{TH}} = \frac{\dot{B} t_s}{rb (t_c + t_s)} \quad (\text{AA.19})$$

R_{rect} can be considered as a function of t_s . Its derivative with respect to t_s is

$$\frac{dR_{rect}(t_s)}{d(t_s)} = \frac{\dot{B}}{rb} \cdot \frac{t_c}{(t_c + t_s)^2} \quad (\text{AA.20})$$

Equation (AA.20) describes a contribution to the response value at $t = t_s$ of a Dirac-shaped addition to the stimulus at $t = 0$ with value $\dot{B}$. For the more general case, the increase in the response value $\Delta R(t)$ at time t from a Dirac shaped stimulus at time θ with strength $\dot{B}(\theta)$ is

$$dR(t) = \frac{\dot{B}(\theta) d\theta}{rb} \frac{t_c}{(t_c + t - \theta)^2} \quad (\text{AA.21})$$

The total value of the nerve response $R(t)$ at any time for any stimulus $\dot{B}(\theta)$ for $0 < \theta < T$ is obtained by convolution:

$$R(t) = \frac{1}{rb} \int_0^t \frac{\dot{B}(\theta) t_c}{(t_c + t - \theta)^2} d\theta \quad (\text{AA.22})$$

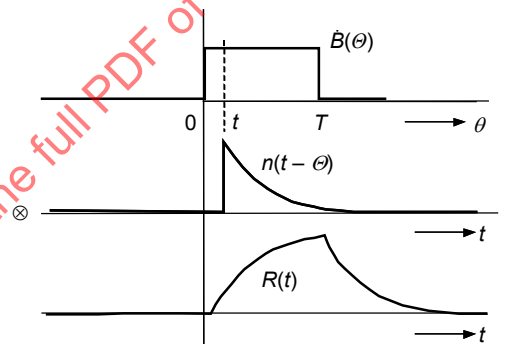
Figure AA.4 shows $R(t)$ for a simple rectangular stimulus. Excitation will occur when the amplitude $d\dot{B}/dt_{max}$ of the stimulus causes the maximum temporal value of $R(t)$ to be larger than 1.

As an example, for an Echo Planar Imaging (EPI) waveform the complex stimulus is a series of rectangular stimuli with alternating sign in which the first stimulus in the series has half the duration of the other ones. Flat tops of the gradient waveform correspond to time intervals between the stimuli. The result of integration of Equation (AA.21) for this case is shown

graphically for PNS in Figure AA.5. The maximum value of $R(t)$ is reached at the end of the first full duration stimulus. The figures suggest that the model can be used to derive threshold conditions for any waveform, given the threshold for a simple waveform.

Predictions of the model are compared to the experiment in Figures AA.6 and AA.7. Figure AA.6 shows thresholds for trapezoid waveforms of the Purdue study (for details see item (10). Equation (AA.22) was used to find the threshold function by plugging in the experimental trapezoid waveform into $\dot{B}(\theta)$. Rheobase rb and chronaxie t_c (Equation (AA.22)) were adjusted for best fit. One can see that the obtained values are not equal to rheobase and chronaxie found for the same dataset in item (10). This is caused by the difference in their definition: in Equation (AA.22), rb and t_c are defined for monopolar rectangular stimuli. In addition, Figure AA.6 shows the threshold function that would be obtained from Equation (AA.22) for the same rheobase and chronaxie, but for a sinusoid waveform, plotted against the EFFECTIVE STIMULUS DURATION as defined in Equation (AA.14). The model is shown to support the use of this definition reasonably well. The model predicts that for both waveforms the thresholds will be equal within 10 % over a large range of EFFECTIVE STIMULUS DURATION. Although the model predicts the strong drop in the experimental threshold between a single half period and a continuous sinusoid experiment, the more subtle changes found experimentally for sinusoids with a duration between 1 and 10 periods are not predicted. More extensive models are needed [91]. Their SAFE (stimulation approximation by filtering and evaluation) model applies three temporal filters to the gradient waveform and sums the output. The filters model the generation of action potentials within nerve cells and spread of the signal via synapses. While the model does not claim to describe the physiological behaviour, it does predict all dependencies of the stimulation threshold on stimulus duration, sinusoidal versus trapezoidal and number of gradient cycles.

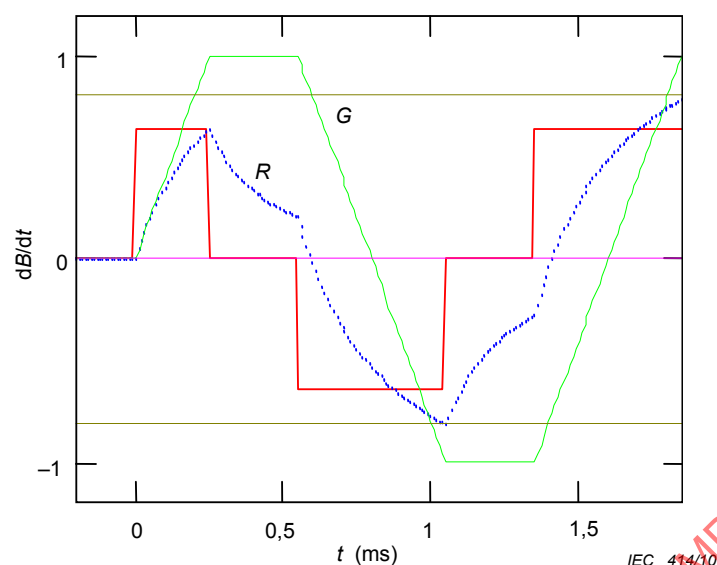
Figure AA.7 shows the threshold as a function of the number of half periods of a sinusoid stimulus. The threshold was scaled to fit experimental data from Budinger [96].



IEC 413/10

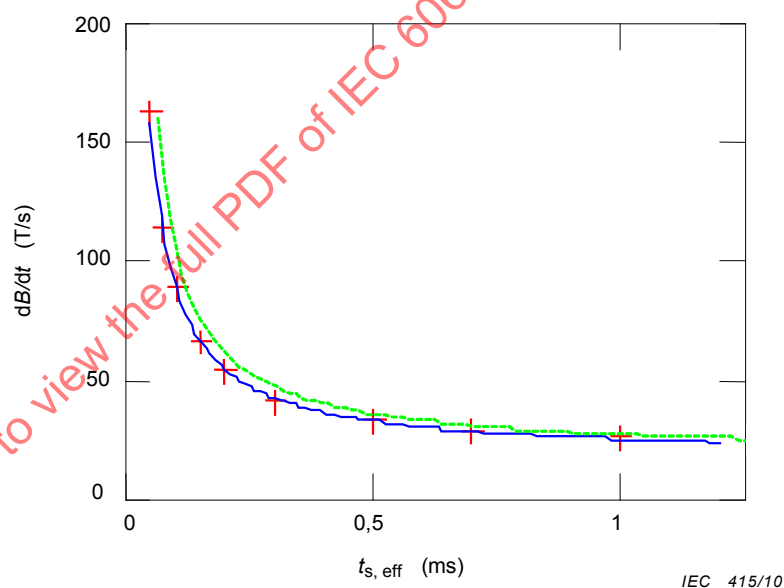
⊗ symbolizes convolution. $n(t) = t_c / rb (t_c + t)^2$

Figure AA.4 – Response value $R(t)$ generated by convolution of a rectangular stimulus dB/dt and a nerve impulse response function $n(t-\theta)$



Vertical axes have relative units. R is calculated from Equation (AA.19) with $t_c = 0,36$ ms. The hatched lines, at equal ordinate values, illustrate that the maximum nerve response is reached after the first negative ramp.

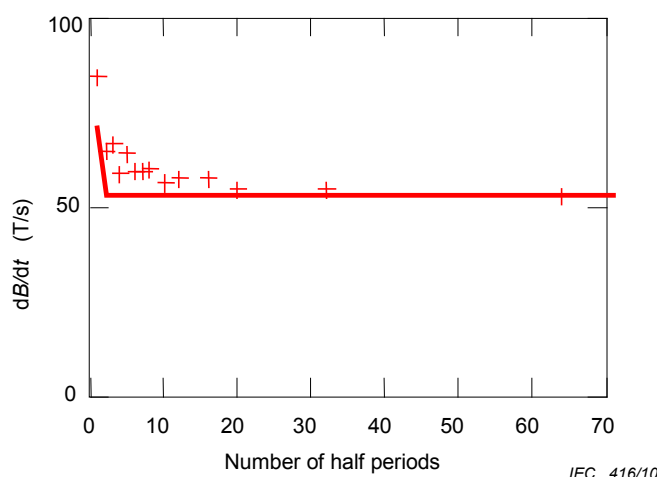
Figure AA.5 – Gradient waveform G , stimulus waveform dB/dt and response value R , for a trapezoid EPI waveform starting at $t = 0$



The lower curve is for trapezoid waveforms; it is obtained by fitting the experimental data (+) of Bourland [90] to Equation (AA.19). The obtained values of rheobase and chronaxie are 17,3 T/s and 0,3 ms.

The upper curve is for a sinusoid waveform, using the same values of rheobase and chronaxie.

Figure AA.6 – Threshold values dB/dt for two gradient waveforms, plotted against EFFECTIVE STIMULUS DURATION



NOTE Experimental data of Budinger [96] included; solid line: from Equation (AA.22), matched at $N = 64$.

Figure AA.7 – Threshold value of dB/dt for a sinusoid gradient waveform, as function of the number of half periods in the waveform

Concerning 201.12.4.103 – Protection against excessive radio frequency energy

Heating is a major consequence of exposure to the radio frequency frequencies used in MAGNETIC RESONANCE (usually greater than 1 MHz). Many of the biological effects of acute exposure to radio frequency are consistent with responses to induced heating resulting from rises in tissue or body temperature of about 1 °C or more, or with responses for minimising the total heat load [98].

The radio frequency induced heat load can be directly related to the SAR. Other important factors which influence PATIENT response to a given heat load include the air temperature, relative humidity, air flow rate and the degree of PATIENT insulation. While local and WHOLE-BODY SAR limits are sometimes useful for determining the level of concern, temperature rise is the primary criterion. For this reason the temperature rise criterion is included in this standard.

Localised regions of heating or "hot spots" may cause local temperature rises. It is important to screen PATIENTS for contra-indicated implants, tattoos, etc. which could result in increased localized heating [2]. Power absorption increases in proportion to the square of the radial distance from the centre of the body [99] and the electrical inhomogeneity of the body alters current flow and local energy absorption. Studies using spherical models predict that worst case "hot spots" would be produced by a sphere of low conductivity (bone or fat) located on the outer edge of a large conductive sphere (e.g. muscle); a "hot spot" can occur with an SAR of up to 2,5 times the local average value [100]. Calculations based on a heterogeneous mathematical model of the human body [101][102] suggest that localised tissue SAR within the body could be up to 5 or even 8 times greater over small volumes compared to the whole body average value [103]. However, these relative increases are reduced to a factor of about 2 to 4 when averaged over complete individual body organs [103][104]. The probability of high localised tissue SAR is reduced by quadrature excitation, and its effects are moderated by thermal diffusion and blood flow.

Thermal effects arise because of the temperature sensitivity of most biological processes. The primary concerns regarding radio frequency exposure are to avoid excessive physiological responses to a marked rise in body temperature and to avoid raising tissue temperature to a level which might incur some degree of HARM [1].

The most sensitive responses of humans to acute whole-body heating by radio frequency are probably those concerned with thermo-regulation and include increased cardiac output and skin blood flow coupled with a slight drop in arterial blood pressure [105]. These responses become maximal, even in subjects lying passively in ENVIRONMENTAL TEMPERATURES, as body temperatures rise by more than about 2 °C. Adverse health effects are not expected in people with unimpaired thermo-regulatory and cardiovascular functions if the increase in body temperature does not exceed 1 °C [106]; some specific exceptions are given below.

The health of some PATIENTS might be compromised under these conditions. Physiological and physical correlates which are associated with a decreased ability to adapt to an increased heat load include old age, obesity and hypertension [107]. Various drugs such as diuretics, tranquillisers and sedatives, vasodilators and some other drugs decrease heat tolerance [108]. In addition, the thermo-regulatory ability of infants is not well developed, and pregnant women may also be compromised in their ability to dissipate heat. In this context, it is worth noting that heat loss from the embryo and foetus across the placental barrier may be less efficient than heat dissipation in other well vascularised tissues. Raised body temperature is known to be teratogenic to a number of mammalian species including primates, and has been implicated in central nervous system and facial defects in children whose mothers developed prolonged severe hyperthermia (>39 °C), especially during the first trimester of pregnancy [109, 110]. In these cases it is desirable to limit rises in body temperature to less than 0,5 °C [106].

The whole-body thermo-regulatory response of humans exposed to MR EXAMINATION has been mathematically modelled. Adair and Berglund [111] calculated that the body temperature of a lightly clothed PATIENT whose thermo-regulatory ability was unimpaired would rise by up to 0,6 °C, depending on environmental conditions, during exposure at WHOLE-BODY SAR's of up to 4 W/kg. The results of these calculations are in reasonable agreement with studies of volunteers exposed to up to 4 W/kg for 20 min to 30 min [112][113][114][115]. In addition, there have been no reports of adverse health effects from excessive local or systematic heating in PATIENTS exposed at WHOLE-BODY SAR's of up to about 1,5 W/kg [116].

Limits on WHOLE BODY SAR are presented in 201.12.4.103. A limit of 2,0 W/kg for the NORMAL OPERATING MODE is recommended as the highest WHOLE BODY SAR which all persons, regardless of health status, should be able to tolerate. People with unimpaired thermo-regulatory and cardiovascular systems should tolerate higher WHOLE BODY SAR's; an upper limit of 4 W/kg for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE is recommended. Individual tolerance to raised body temperature is highly variable, however; even in healthy people, therefore, MEDICAL SUPERVISION is required [117].

The limits above were developed assuming temperatures in the MR EXAMINATION room of less than 25 °C and minimal air flow; in addition, the PATIENT is assumed to be lightly clothed. Calculations by Adair and Berglund [118][119] can be used to derive correction factors for environments which restrict heat loss. It can be estimated that for each °C of ENVIRONMENTAL TEMPERATURE above 24 °C, restrictions on WHOLE BODY SAR should be lowered by 0,25 W/kg. Similarly, for each 10 % of relative humidity in excess of 60 %, the limits might be lowered by 0,1 W/kg. The temperature sensitivity is taken into account in this standard by a requirement for reducing the SAR limits at high temperature. Since the sensitivity for the humidity is relatively small and difficult to maintain, the sensitivity dependence for the SAR as function of the humidity is no longer included in the 3rd edition of this standard. Individual responses will, however, be variable; increased attention at the appropriate level of supervision should be observed when using these correction factors.

Some regions of the body, such as the head, may be particularly vulnerable to raised temperature. The developing embryo or foetus should be regarded as particularly sensitive to raised temperatures [147]; however, tissues in the trunk and limbs are considered less sensitive. It has been suggested by Czerski and Athey [120] that localised temperatures of about 38 °C in the head, 39 °C in the trunk and 40 °C in the extremities are unlikely to produce adverse effects. Simple calculation [121] relating localised heating in the eye to SAR in the head suggests that exposure resulting in 3 W/kg to the head is unlikely to raise the temperature of the eye by more than 1,6 °C; brain temperatures are unlikely to rise by more

than 1 °C under these conditions. In experimental measurements on un-shorn sheep, [122], several animals were subjected to a 4 W/kg head scan for 60 min to 90 min while peripheral and deep tissue temperatures including cornea, vitreous humour, skin of head, tongue, jugular vein, and rectum were measured. In another experiment, similar temperatures were measured in six animals that were subjected to WHOLE BODY SAR's of 1,5, 2, or 4 W/kg. In the head scan experiments, skin and eye increased in temperature by approximately 1,5 °C. The temperature of the jugular vein (brain temperature) rose $0,46\text{ °C} \pm 0,05\text{ °C}$ following 60 min to 90 min of scanning. In the whole body scans, rectal and jugular vein temperatures rose approximately 1°C above the pre-exposure value while skin temperature of the abdomen rose as much as 7 °C. Based on models and animal data, HEAD SAR levels (averaged over the head) up to 3,2 W/kg are considered below the level of concern. The 3,2 W/kg HEAD SAR limit, which is the value necessary to limit the temperature rise in the eye to 1 °C, has been used in the United States for over a decade without adverse reports. In addition, other LOCAL SAR limits have been made consistent with ICNIRP.

The rise in temperature in any object that occurs in response to the intermittent absorption of radio frequency energy from, e.g. a pulsed radio frequency source, can be equated with the SAR value averaged over the 50 % thermal equilibrium time, the time taken for the temperature increase at the centre of a heated region to rise by 50 % of the maximum value after the application of a heat source. The thermal equilibrium time for the body is not known accurately, but can be estimated as around 15 min to 30 min, whereas smaller masses of tissues, such as the eye, have a thermal equilibrium time of about 5 min [123]. This standard conservatively uses 6 min as the averaging period for determining SAR for all tissues and for the body.

The RF transmit coils can be separated into two classes: the VOLUME RF TRANSMIT COILS, and the LOCAL RF TRANSMIT COILS. Popular members of the class of VOLUME RF TRANSMIT COILS are the body resonator and the head coil. LOCAL RF TRANSMIT COILS are commonly used with respect to the spectroscopic application.

The separation into the two classes is introduced in order to enable simple, but – in view of safety – still sufficient rules with respect to the control of SAR.

With respect to the VOLUME RF TRANSMIT COILS it is sufficient to control the whole body and the PARTIAL BODY SAR (including the HEAD SAR) aspects alone, while for the LOCAL RF TRANSMIT COILS the control of the whole body and the LOCAL SAR aspect is adequate.

The simultaneous control of the WHOLE BODY SAR together with the PARTIAL BODY SAR, or with the LOCAL SAR is necessary, in order to meet the large variation of exposure situations as given by the variability of the coil-, and PATIENT dimensions and their relative positions. This requirement automatically adjusts the SAR supervision to the most critical SAR aspect. This is demonstrated in the following four examples:

Example 1: The examination of an adult with a HEAD RF TRANSMIT COIL clearly means a partial body exposure (the head in general). In this case the HEAD SAR will limit the amount of RF power transmission. However, the examination of an infant with the same HEAD RF TRANSMIT COIL, should be judged as a whole body exposure (if the infant fits completely inside the mentioned coil). In this case the WHOLE BODY SAR will be the limiting factor.

Example 2: The examination of the head of a child within a relative large sized body resonator may cause a more critical WHOLE BODY SAR value than the HEAD SAR value.

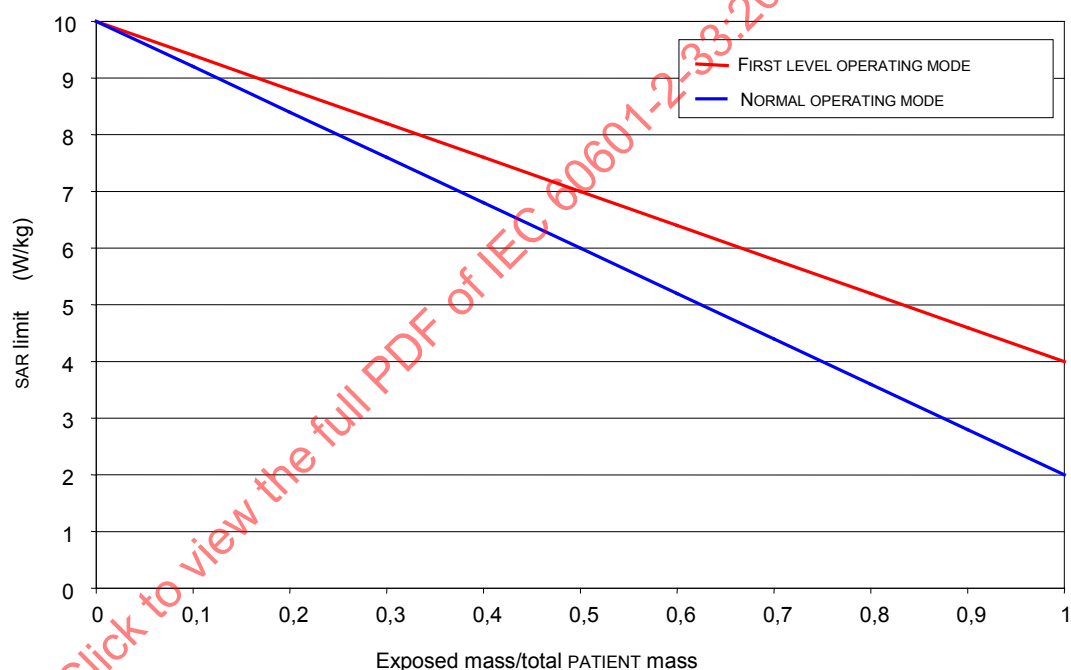
Example 3: The examination of a large-sized adult with a relative short body resonator means a partial body exposure more than a whole body exposure. In this case the SAR of the exposed partial body needs to be limited to a safe level.

Example 4: The examination of an adult with a LOCAL RF TRANSMIT COIL obviously requires the control of the LOCAL SAR. However, in case of an infant and a relatively large LOCAL RF TRANSMIT COIL the WHOLE BODY SAR might become the most critical figure.

The HEAD SAR, the WHOLE BODY SAR and the LOCAL SAR limits have been justified by several sources of experimental data and theoretical modelling in the past. However the desired simplification of the SAR control with respect to the volume type of RF transmit coils makes it necessary to introduce a PARTIAL BODY SAR limit with respect to the exposed part of the body (see e.g. example 3). This limit has been chosen to vary with the ratio:

$$(\text{Mass of the exposed part of the body}) / (\text{total PATIENT mass})$$

The following consideration leads to this prescription. If the PATIENT completely fits inside the RF TRANSMIT COIL, the exposed mass equals the total PATIENT mass, and hence the limit with respect to the partial body exposure should be identical to the WHOLE BODY SAR limit. On the other side, however, the limit may increase with decreasing coil length. For very short RF TRANSMIT COILS the PARTIAL BODY SAR limit equals the LOCAL SAR limit. A linear dependency on the above mentioned mass ratio seems to be justified to be applied for ratios above 0,3. For lower ratios theoretically a more than linear increase of the SAR limit could be justified in view of the fact, that the LOCAL SAR is averaged over any 10 g of tissue. For this reason the LOCAL SAR limits as specified in Table 201.106 for local transmit coils are not applied for the PARTIAL BODY SAR, since it relates to larger masses. In Table 201.105 the 10 W/kg is therefore still kept as an upper limit for the PARTIAL BODY SAR. Figure AA.8 shows a graphical illustration of this.



IEC 417/10

NOTE To determine the distribution of the absorbed RF power and to determine the mass of the exposed part of the body the PATIENT shape has to be modelled based on the PATIENT registration data (e.g., by simple cylinders simulating head, torso and extremities). For this statistical data of normal measurements during growth anthropometric data sources might be applied, for example those published by the US National Centre for Health Statistics (NCHS).

Figure AA.8 – SAR limits for the exposed mass of a PATIENT

Concerning 201.12.4.103.1 – Limits for temperature

There have been several studies of thermoregulatory responses of volunteers exposed to RF in MR EQUIPMENT [119, 161]. In general, these have demonstrated that exposure for up to 30 min, under conditions in which the whole body SAR was less than 4 W/kg, caused an increase in the body core temperature of less than 1 °C. A maximum temperature rise of 1 °C is well accepted for PATIENTS. Following the ICNIRP guidelines [131], there is a safety factor of 10 between PATIENTS and occupational workers, which provides adequate protection for

occupational RF exposure. The resulting 0,4 W/kg is estimated to result in a temperature rise of 0,1 °C. The natural daily variation of the body temperature exceeds 0,1 °C by an order of magnitude, even more during strenuous exercise. Therefore, the ICNIRP occupational exposure limit seems to be overly conservative. In practice, MR WORKERS are expected to work in positions at which their head and arms are closer to the isocentre than other parts of their body. Therefore the WHOLE BODY SAR of the MR WORKER can be assumed to be much lower than that of the PATIENT.

It can be estimated that when the system is operating in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE in respect of the PATIENT positioned in the volume transmit RF coil, the WHOLE BODY SAR of an MR WORKER is most likely to be in a range defined by the NORMAL OPERATING MODE: The RF field B_1 at NORMAL OPERATING MODE is about 70 % of the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. It can be assumed with sufficient accuracy that the B_1 field of an RF transmit coil has dropped already to less than 70 % when moving from the coil centre to the physical end of the coil. Therefore the WHOLE BODY SAR of an MR WORKER is always in a range defined by the NORMAL OPERATING MODE when the MR WORKER is not intersecting the effective volume of the RF transmit coil (alternative “the volume encompassed by the RF coil”) even if the system is operating in the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Assuming the operating mode for the MR WORKERS is always equal to the operating mode for the PATIENT is clearly a conservative assumption.

IEC 60601-1, 3rd edition sets a surface temperature limit ($T_{\text{limit}} = 43 \text{ °C}$) for objects which may come into contact with the human body. This limit is also made dependent of the time of contact and material applied, allowing even higher surface temperature limits for shorter times and materials other than metals and liquids.

The 2nd edition of this standard introduced spatially localized temperature limits, which were different for the head, torso and extremities, whereby no different temperatures were allowed for the NORMAL OPERATING MODE and the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE. Only for the SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE higher (not limited) temperatures were allowed. This 3rd edition of the standard has modified the allowed temperature limits in an attempt to make these temperature limits more in line with the current practice and overall allowed body temperatures. As a result the maximum allowed temperature body CORE TEMPERATURE is raised in FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE to 40 °C and maximum local tissue temperatures are introduced. It is however realized that for the local tissue temperatures no concrete methodology and uncertainty budget is added to demonstrate compliance with the temperature limits. Compliance to the limits to temperature and temperature rise is reached by limiting the SAR.

However, it would be useful to identify limits for surface heating of electronic circuitry (e.g. a RF receive coil). Skin temperature under normal (non-scanning) conditions is about 33 °C, but during MR EXAMINATIONS with high WHOLE BODY SAR, skin blood vessels dilate and skin temperature approaches core (about 37 °C).

Assuming the following values for the parameters :

- the ENVIRONMENTAL TEMPERATURE T_a is 21 °C (294 K);
- the skin temperature T_s is $T_a + \Delta T$;
- let SAR be the whole-body SPECIFIC ABSORPTION RATE;
- let MET be the basal metabolic (= 1,2 W/kg),
- let m be PATIENT mass (= 75 kg), and
- let σ be the Stefan - Boltzmann constant ($5,67 \times 10^{-8} \text{ W/(m}^2 \text{ K}^4)$), and
- area A the PATIENT surface area (= 1,9 m²).

The electronic circuitry under test is placed on an appropriate (thermally insulated) phantom and a 20 min scan protocol is used at the highest clinical WHOLE-BODY SAR for the MR EQUIPMENT.

Then, the heating of the electronic circuitry surface temperature rise might be limited to:

$$12,9\text{ °C} - 6,9 \frac{\text{°C}}{\text{W/kg}} \text{ SAR} \quad \text{or} \quad 4\text{ °C} \quad (\text{whichever is more}).$$

Concerning 201.12.4.103.2 – Limits for SAR

In the 2nd edition of this standard all SAR limits were given in one table. In the text of the clause on control of SAR, it was explained that for VOLUME RF TRANSMIT COILS only the whole body SAR, the partial body SAR or the head SAR are to be controlled, whereas the local SAR is to be controlled for LOCAL RF TRANSMIT COILS. In the 3rd edition of the standard the table is split into Tables 201.105 and 201.106 for clarity. The control conditions are not changed.

In addition for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE for the local SAR values a higher value is introduced in the 3rd edition as compared to the 2nd edition of the standard. The justification for this higher value is found in literature whereby via simulations the local SAR value, related to scanning with a VOLUME RF TRANSMIT BODY COIL, is calculated. Numerous publications, see [157, 158, 159, 163, 164], have indicated that the local SAR values can actually be about a factor of 10 to 15 higher than the whole body SAR. Already at 1,5 T, whole-body electromagnetic field (EM) simulations indicate significant B_1 field non-uniformity and local SAR hotspots that can exceed the published guidelines even while the whole body SAR is within limits. In view of these publications, but still taking a conservative approach, because clearly more research is needed, the max value for the local SAR is doubled in Table 201.106.

Concerning 201.12.4.104 – Protection against exposure to static magnetic fields

The rationales for the choice of 3 T as the limit for the NORMAL OPERATING MODE and 8 T as the limit for the FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE are described in the paragraphs concerning 201.7.9.2.101 h) of this annex.

Concerning 201.12.4.105.3.3 – Determination of the B_1 stray field as required for reporting in 201.7.9.3.101 b).

The SAR for a PATIENT located in the RF transmit coil is controlled by the system. Both, the SAR of the PATIENT and the corresponding RF magnetic field B_1 in the centre of the RF transmit coil are known. The SAR expected for MR WORKERS at other places than the centre of the RF transmit coil is assessed as ratio of B_1^2 at the position of interest (i.e. $B_1^2(z)$) and the B_1^2 at the coil centre (i.e. $B_1^2(0)$).

The ratio defines a worst case estimate for the SAR of a MR WORKER at the position of interest.

$$\text{SAR}_{\text{worker}} \leq \text{SAR}_{\text{patient}} * (B_1^2(z) / B_1^2(0))$$

The RF power is reduced to 50 %, when $B_1(z)$ has dropped by 3 dB (i.e. appr. 70 %). For a bird cage coil typically this is close to the physical end of the coil.

Since the MR WORKERS are expected to work in positions at which their head and arms are closer to the ISOCENTRE than other parts of their body, the SAR in arms and especially in the head will be more important than their WHOLE BODY SAR. The WHOLE BODY SAR of the MR WORKER can be assumed to be much lower than that of the PATIENT

Concerning 201.12.4.106.4 - Implementation and demonstrating compliance for B_{1+} PEAK

This rationale describes an example method of how to determine B_{1+} PEAK and B_{1+} RMS:

In general B_1 and B_{1+} show a spatial variation inside the subject. In this context, B_{1+} are determined as spatially averaged values.

The B_{1+} value is determined by an MR measurement which measures the tilt angle Θ of the magnetization. For a rectangular pulse with the duration τ , the following relation holds between B_{1+} and tilt angle Θ :

$$B_{1+} = \frac{\Theta}{\gamma \cdot \tau} \quad \text{with } \gamma \text{ denoting the nuclear gyro magnetic constant.}$$

B_{1+} is proportional to the RF transmitter voltage applied to the transmit coil. Let $B_{1+\text{Ref}}$ be the B_{1+} field to which the MR SYSTEM adjusts the RF transmitter voltage (U_{Ref}) with respect to the individual load of the Tx coil caused by the subject.

Here the reference voltage U_{Ref} is defined as the voltage required to generate a specified reference amplitude $B_{1+\text{ref}}$ of 11,74 μT . This specific $B_{1+\text{ref}}$, when applied as rectangular pulse of 1 ms duration, produces a flip angle of 180°.

Since B_{1+} scales linearly with the transmitter voltage, the actual amplitude of B_{1+} – given at the time t – calculates accordingly:

$$B_{1+}(t) = B_{1+\text{Ref}} \cdot \frac{U(t)}{U_{\text{Ref}}}$$

Thus the peak amplitude of B_{1+} ($B_{1+\text{PEAK}}$) is given by

$$B_{1+\text{PEAK}} = B_{1+\text{Ref}} \cdot \frac{U_{\text{Peak}}}{U_{\text{Ref}}}$$

Applying the definition of $B_{1+\text{RMS}}$,

$$B_{1+\text{RMS}} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}}$$

the value of $B_{1+\text{RMS}}$ can be determined by evaluating the time course of the transmitter voltage:

$$B_{1+\text{RMS}} = \frac{B_{1+\text{Ref}}}{U_{\text{Ref}}} \cdot \sqrt{\frac{1}{t_x} \cdot \int_0^{t_x} (U(t))^2 dt}$$

B_{1+} control is normally implemented by the control of $U(t)$ and U_{PEAK} .

For the risk assessment of implants, the knowledge of the local value of the total B_1 vector is of major interest. However, in daily clinical practice, the B_{1+} field inside the body of the subject can only be determined by an MR experiment as for example described above. Since only the B_{1+} component of the total B_1 vector is of interest for the MR imaging purpose, the vast majority of the MR scanners in the field are designed to determine only the B_{1+} component of the B_1 vector. Moreover, for general image quality reasons, the B_{1+} is averaged over a larger adjustment volume, which is in general represented by the axial central slab wherein MR signal is generated. Note that the calibrated B_{1+} may not exactly match the target B_{1+} .

This raises the question of how much the local value of the total B_1 vector can differ from the mentioned average B_{1+} value. Especially the entire body of the subject that is exposed must be considered.

Recent simulations have been applied on realistic anatomic voxel models placed at various positions inside of typical whole body resonators, as they are used in the clinical MR scanners. It has been demonstrated that the local value of total B_1 vector can exceed the average value up to an order of magnitude (valid for 1,5 T systems and with CIRCULARLY POLARIZED RF). The same factor is valid with respect to the rms value of the local B_1 vector.

In the presence of an implant inside the body, this local B_1 enhancement might be even higher. It is the responsibility of the implant manufacturer to account for appropriate conversion between B_{1+} and B_1 .

Concerning 201.17 – Electromagnetic compatibility of ME EQUIPMENT and ME SYSTEMS and concerning 202 – Electromagnetic compatibility – Requirements and tests

Within the CONTROLLED ACCESS AREA the MR SYSTEM will generally not comply with the current requirements for radio frequency emission. These requirements are primarily intended to protect radio communication and are laid down in International Standards such as CISPR 11. Permissible limits for radio frequency emission are in the range of 30 dB μ V/m to 50 dB μ V/m. It is proposed that in coming standard emission levels for MR EQUIPMENT, COMPUTED TOMOGRAPHY equipment and complex X-RAY EQUIPMENT be measured at the boundaries of the room or of the building.

IEC standards on EMC are in preparation, which deal with the immunity for radio frequency fields of medical equipment. It is expected that immunity will be required for the general case of fields up to 1 V/m or 3 V/m and for special cases, such as life sustaining and some PATIENT monitoring equipment, at fields up to 10 V/m or 100 V/m.

Actually, within the CONTROLLED ACCESS AREA around the MR EQUIPMENT, radio frequency field strengths may easily exceed these limits and can have values in excess of 100 V/m. It is clear that peripheral equipment used in the CONTROLLED ACCESS AREA might be disturbed by this field.

Bibliography

- [1] SHELLOCK, FG. and KANAL, E. *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety, and Patient Management*. New York: Lippincott Raven Press, 1996.
- [2] SHELLOCK, FG. *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2000*. New York: Lippincott, Williams and Wilkins, 2000.
- [3] Occupational Health and Safety Administration, USA. *Occupational noise exposure. Occupational health and safety standards*, 1970, Part 1910.95, 29 CFR, Ch XVII.
- [4] European Community. Council directive 2003/10/EC on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (noise)
- [5] KRYTER, KD. Interruption in days or years of exposure. In *The effects of noise on man*. 2nd edition. Acad. Press, 1985, p.274-275, ISBN 0-12-427460-9.
- [6] MC JURY, M. and SHELLOCK, FG. Auditory noise associated with MRI procedures: a review. *J Mag Res Im*, 2000, 12:37-45.
- [7] COUNTER, S. A., OLOFSSON, A., GRAHN, H., BORG, E. MRI acoustic noise: sound pressure and frequency analysis. *J Mag Res Im*, 1997, 7:606-611.
- [8] FOSTER, JR., HALL, DA., SUMMERFIELD, AQ., BOWTELI, R. W. Sound level measurements and calculation of safe noise dosage at 3 T. *J Mag Res Im*, 2000, 12:157-164.
- [9] BRUMMET, RE., TALBOTT, JM., CHARUHAS, P. Potential hearing loss resulting from MR imaging. *Radiology*, 1988, 169:539-540.
- [10] MANGHAM, CA. The effect of drugs and systemic disease on the acoustic reflex. In SILMAN, S., ed. *The acoustic reflex, basic principles and clinical applications*. Acad. Press 1984, p.441-464, ISBN 0-12-64350-6.
- [11] BARBARO, V, BARTOLINI, P., TARRICONE, L.. Evaluation of static magnetic field levels interfering with pacemakers. *Physica Medica*, VII, 1991, p.73-76.
- [12] EN 45502-2-1:2003, *Safety of Implantable Cardiac Pacemakers*
- [13] ATHEY, TW. Current FDA guidance for MR patient exposure and considerations for the Future. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.242-257.
- [14] FDA, 1988, (August 2), *Guidance for content and review of a magnetic resonance diagnostic device 510(k) application: safety parameter action levels*, Center for Devices and Radiological Health Report (Rockville, Maryland).
- [15] STRATTON, JA. *Electromagnetic Theory*. New York: MacGraw Hill, 1941, p.153 156.
- [16] KANAL, E. An overview of electromagnetic safety considerations associated with magnetic resonance imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.204-224.
- [17] UENO, S. and IWASAKA, M. Properties of diamagnetic fluid in high gradient magnetic fields. *J. Appl. Phys.*, 1994, 75, p.7177-7179.
- [18] UENO, S. and IWASAKA, M. Parting of water by magnetic fields. *IEEE Trans. Magn.*, 1994, 30, p.44698-4700.
- [19] ICHIOKA, S., MINEGISHI, M., IWASAKA, M., SHIBATA, M., NAKATSUKA, T., HARII, K., KAMIYA, A., and UENO S. High-intensity static magnetic fields modulate skin microcirculation and temperature in vivo. *Bioelectromagnetics*, 2000, 21, p.183-188.
- [20] HALLIDAY, D. and RESNICK, R. *Physics*. New York: John Wiley, 1966, p.873.
- [21] WIKWSO, JP. Jr. and BARACH, JP. An Estimate of the Steady Magnetic Field Strength Required to Influence Nerve Conduction. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980, 27, p.722.
- [22] KOLIN, A. Improved apparatus and technique for electromagnetic determination of blood flow. *Rev. Sci. Instrum.* 1952, 23, p.235-240.
- [23] BEISCHER, DE., and KNEPTON, JC. Jr. Influence of strong magnetic fields on the electrocardiogram of squirrel monkeys, (*Saimiri Sciureus*). *Aerospace Med.*, 1964, 35, p.939.

- [24] SCHENCK, JF. Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-Tesla magnetic fields during MRI. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.285-301.
- [25] Deleted
- [26] Deleted
- [27] Deleted
- [28] Deleted
- [29] Deleted
- [30] Deleted
- [31] Deleted
- [32] Deleted
- [33] Deleted
- [34] Deleted
- [35] Deleted
- [36] Deleted
- [37] Deleted
- [38] LYLE, BL., et al. Modulation of Calcium Uptake by concanavalin A and ouabain in normal and leukemic T-lymphocytes exposed to magnetic fields under calcium cyclotron resonance conditions. *Abstracts of the Twelfth Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, San Antonio, TX, 1990, p.51.
- [39] HABERDITZL, W. Enzyme activity in high magnetic fields. *Nature*, 1967, 213, p. 72 73.
- [40] MANSFIELD, P. and MORRIS, PG. NMR Imaging in Biomedicine. In WAUGH, JS., ed. *Advances in Magnetic Resonance*, Suppl. 2. New York: Academic Press, 1982.
- [41] MCLAUCHLAN, KA. The effects of magnetic fields on chemical reactions. *Sci Prog*, 1981, 67, 509 529.
- [42] WAUGH, J. Biomagnetic effects. In WAUGH, JS, ed. *Advances in Magnetic Resonance*, Suppl. 2. New York: Academic Press, 1982.
- [43] PERSSON, BRR. and STAHLBERG, F. Potential health hazards and safety aspects of clinical NMR examinations. In BERTIL, BRR, ed. *Seminars on Biomedical Applications of Nuclear Magnetic Resonance*. Lund, Sweden: Radiation Physics Dept., Lasarettet.
- [44] SAUNDERS, RD. and SMITH, H. Safety aspects of NMR clinical imaging. *British Medical Bulletin*, 1984, 40(2), p.148 154.
- [45] SHELLOCK, FG. Biological effects and safety aspects of magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance Quarterly*, 1989, 5(4), p.243-261.
- [46] TENFORDE, TS., and BUDINGER, TF. Biological effects and physical safety aspects of NMR imaging and in-vivo spectroscopy. In THOMAS, SR. and DIXON, RL., eds. *NMR in Medicine: Instrumentation and Clinical Applications*, Medical Monograph No.14, New York: Amer. Assoc. Phys. Med., 1986, p.493-548.
- [47] SHELLOCK, FG., SCHAEFER, DJ, and GORDON CJ. Effect of a 1,5 T static magnetic field on body temperature of DJ man. *Magn. Reson. Med.*, 1986, 3, p.644-647.
- [48] SPERBER, D., OLDENBOURG, R. and DRANSFIELD, DK. Magnetic field induced temperature change in mice. *Naturwissenschaften*, 1984, 71, p.101.
- [49] UENO, S. Embryonic development of xenopus laevis under static magnetic fields up to 6,34 T. *J. Appl. Phys.*, 1990, 67, p.5841-5843.
- [50] GAFFEY, CT. and TENFORDE, TS. Bioelectric properties of frog sciatic nerves during exposure to stationary magnetic fields. *Radiat. Environ. Biophys.*, 1983, 22, p.61-73.
- [51] HONG, CZ. AND SHELLOCK, FG. Short-term exposure to a 1,5 Tesla static magnetic field does not affect somato-sensory-evoked potentials in man. *Magnetic Resonance Imaging*, 1990, 8, p.65-69.

- [52] HONG, CZ., HARMON, D., and YU, J. Static magnetic field influence on rat tail nerve function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1986, 67, p.746-749.
- [53] ATKINS, PW. Magnetic field effects. *Chem Brit*, 1976, 12, p.214 218.
- [54] COOK, ES., FARDON, JC. and NUTINI, LG. Effects of magnetic fields on cellular respiration. In BARNOTHY, M.F., ed. *Biological Effects of Magnetic Fields*, Vol. 2. New York: Plenum Press, 1969, p.67 78.
- [55] FARDON, JC., POYDOK, SME. and BASULTO, G. Effect of magnetic fields on the respiration of malignant, embryonic, and adult tissue. *Nature*, 1966, 211, p.433.
- [56] BARNOTHY, MF. Hematological changes in mice. In Barnothy, MF., ed. *Biological Effects of Magnetic Fields*, Vol. 1. New York: Plenum Press, 1964, p.109 126.
- [57] EISELEIN, JE., BOUTELL, HM. and BIGGS, MW. Biological effects of magnetic fields negative results. *Aerospace Med*, 1961, 32, p.383 386.
- [58] BATTOCLETI, JH., SALLES CUNHA, S., HALBACH, RE. et al. Exposure of Rhesus Monkeys to 20,000 G Steady Magnetic Field: Effect on Blood Parameters. *Med Phys*, 1981, 8, p.115 118.
- [59] BEISCHER, DE. Human tolerance to magnetic fields. *Astronautics* 1962, 7, p. 24.
- [60] BUDINGER, TF., BRISTOL, KS., YEN, CK. et al. *Biological effects of static magnetic fields*. Abstracts, Third Annual meeting, Society of Magnetic Resonance in Medicine, New York, 1984, p.113.
- [61] KANAL, E., SHELLOCK, FG. and SAVITZ, DA. *Survey of reproductive health among female MR OPERATORS*. Abstract presented at the Seventy-seventh Annual Meeting of the Radiological Society of North America, 1991.
- [62] VYALOV, A.M. Magnetic fields as a factor in the industrial environment. *Vestn Akad Med Nauk SSSR*, 1967, 8, p.72 79.
- [63] VYALOV, A.M. Clinico hygienic and experimental data on the effects of magnetic fields under industrial conditions. In KHOLODOV, Yu. A., ed. *Influence of Magnetic Fields on Biological Objects*, Joint Publ Res Service Rep No. 63038. Springfield, VA: National Technical Information Service, 1974, p.163-174.
- [64] KAY, HH., HERFKENS, RJ. and KAY, BK. Effect of magnetic resonance imaging on *Xenopus laevis* embryogenesis. *Magn Reson Imaging*, 1988, 6, p.501-506.
- [65] MCROBBIE D., FOSTER MA. Pulsed magnetic field exposure during pregnancy and implications for NMR foetal imaging: a study with mice. *Magn Reson Imaging*, 1985, 3, p.231-234.
- [66] PRASAD, N., WRIGHT, DA., FORD, JJ., THORNBLY, JI. Safety of 4-T MR imaging: study of effects on developing frog embryos. *Radiology*, 1990 Jan., 174(1), p.251-253.
- [67] SCHENCK, JF., DUMOULIN, CL., REDINGTON, RW., KRESSEL, HY., ELLIOTT, RT., MCDOUGALL, IL. Human exposure to 4,0-Tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys*, 1992 July, 19(4), p.1089-1098.
- [68] RAYLMAN, RR., CLAVO, AC., WAHL, RL. Exposure to strong static magnetic field slows the growth of human cancer cells in vitro. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(5), p.358-363.
- [69] KROEKER, G., PARKINSON, D., VRIEND, J., PEELING, J. Neurochemical effects of static magnetic field exposure. *Surg Neurol*, 1996 Jan., 45(1), p.62-66.
- [70] NARRA, VR., HOWELL, RW., GODDU, SM., RAO, DV. Effects of a 1,5-Tesla static magnetic field on spermatogenesis and embryogenesis in mice. *Invest Radiol*, 1996 Sep, 31(9), p.586-590.
- [71] JEHENSON, P., DUBOC, D., LAVERGNE, T., GUIZE, L., GUERIN, F., DEGEORGES, M., SYROTA, A. Change in human cardiac rhythm induced by a 2-T static magnetic field. *Radiology*, 1988 Jan., 166(1 Pt 1), p.227-230.
- [72] KINOUCI, Y., YAMAGUCHI, H., TENFORDE, TS. Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics*, 1996, 17(1), p.21-32.

- [73] U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health. *Guidance for Magnetic Resonance Diagnostic Devices – Criteria for Significant Risk Investigations*. 1997.
- [74] Deleted
- [75] Deleted
- [76] Deleted
- [77] Deleted
- [78] Deleted
- [79] Deleted
- [80] GANONG, WF. *Review of Medical Physiology*, 6th Edition. Los Altos, CA: Lange Medical Publ, 1973.
- [81] REILLY, JP. *Cardiac sensitivity to electrical stimulation*. U.S. Food and Drug Administration Report MT 89-101, 1989.
- [82] SCHENCK, JF. Safety of Strong, Static Magnetic Fields. *J of Magn. Res. Imaging*, 2000, 12, 2-19.
- [83] National Electrical Manufacturers Association, MR Section. Accessory equipment considerations with respect to magnetic resonance imaging compatibility. *J of Magn. Res. Imaging*, 1998.
- [84] BERNHARDT, JH. The establishment of frequency dependent limits for electric and magnetic fields and evaluation of indirect effects. *Radiat. Environ. Biophys*, 1988, 27, p.1 27.
- [85] REILLY, JP. Peripheral nerve and cardiac excitation by time-varying magnetic fields: A comparison of thresholds. *NY Acad. of Sci.*, 1992, 649, p.96-117.
- [86] LAPICQUE, L.. Definition experimental de l'excitation. *Comptes Rendues Acad. Sci.*, 1909, 67, p.280-285.
- [87] IRNICH W., SCHMITT F. Magnetostimulation in MRI. *Mag. Res. Med.*, 1995, 33, p.619-623
- [88] SCHAEFER, D.J. Safety Aspects of Radio Frequency Power Deposition. In *Magnetic Resonance*. E. Kanal, ed. MRI Clinics of North America, 1998, 6(4), p.775-789.
- [89] HAM, CGL, ENGELS, JML., VAN DE WIEL, GT., MACHIELSEN, A. Peripheral nerve stimulation during MRI: effects of high gradient amplitudes and switching rates. *J. Mag. Res. Imaging*, 1997, 5, p.933-937.
- [90] BOURLAND, JD., NYENHUIS, JA. and SCHAEFER, DJ. Physiologic Effects of Intense MRI Gradient Fields. *Neuroimaging Clinics of North America*, 1999, 9(2), p.363-377.
- [91] HEBRANK, FX. and GEBHARDT M. SAFE Model – a new method for predicting peripheral nerve stimulations in MRI. *Soc. Mag. Res. Im.* Proceedings 2000 conference, 2000, p.2007.
- [92] BOTWELL, R. and BOWLEY, L.M. Analytic calculations of the E-Fields Induced by Time-Varying Magnetic Fields Generated by Cylindrical Gradient Coils. *Mag. Res. Med.*, 2000, 44, p.782-790.
- [93] HARVEY, P.R. and MANSFIELD, P. Avoiding Peripheral Nerve Stimulation: Gradient Waveform Criteria For Optimum Resolution in EPI. *Mag. Res. Med.*, 1994, 32, p.236-241.
- [94] MANSFIELD, P. and HARVEY, PR. Limits to Neural Stimulation in EPI. *Mag. Res. Med.*, 1993, 29, p.746-758.
- [95] FRESE, G., HEBRANK, FX., RENZ, W., STORCH, T. Physikalische Parameter bei der Anwendung der MRT. *Radiologe*, 1998, 38, p.750-758.
- [96] BUDINGER, TF., FISCHER, H., HENTSCHEL, D., REINFELDER, HE., SCHMITT, F. Physiological effects of fast oscillating magnetic field gradients. *Jour. Comp. Ass.Tech*, 1991, 15, p.909-914.

- [97] DEN BOER, JA., BAKKER, R., HAM, CGL., SMINK, J. Generalization to complex stimulus shape of the nerve stimulation threshold based on existing knowledge of its relation to stimulus duration for rectangular stimuli. *Proceedings ISMRM*, 1999, p.108.
- [98] SAUNDERS, RD., SIENKIEWICZ, ZJ. and KOWALCZUK, CI. Biological effects of electromagnetic fields and radiation. *J. Radiol. Prot.*, 1991, 11, p.27-42.
- [99] BOTTOMLEY, PA. and ANDREW, ER. RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: Implications for NMR imaging. *Phys. Med. Biol.*, 1978, 23, p.630-643.
- [100] SCHENCK, JF. and HUSSAIN, MA. *Power deposition during magnetic resonance. The effects of local inhomogeneities and field exclusion*. General Electric Corporate Research and development Labs. NMR Project Memo No. 84-199, Oct 17, 1984.
- [101] GANDHI, OP. and CHEN, JY. Absorption and Distribution Patterns of RF Fields. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.131-143.
- [102] GRANDOLFO, M., POLICHETTI, A., VECCHIA, P. and GANDHI, OP. Spatial Distribution of RF Power in Critical Organs during Magnetic resonance Imaging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1992, 649, p.176-187.
- [103] GABRIEL, C. *Localised SAR in people undergoing NMR imaging*. A report prepared for the National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxon, UK. by University Microwave, London, 1989.
- [104] GRANDOLFO, M., VECCHIA, P., GANDHI, OP. Magnetic resonance imaging: Calculation of rates of energy absorption by a human-torso model. *Bioelectromagnetics*, 1990, 11, p.117-128.
- [105] ROWELL, LB. Cardiovascular aspects of human thermoregulation. *Circ. Res.*, 1983, 52, p.367.
- [106] International Radiation Protection Association (IRPA)/ International Non-Ionizing Radiation Committee (INRC). Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. *Health Physics*, 1991, 61, p.923-928.
- [107] KENNEY, WL. Physiological correlates of heat intolerance. *Sports Med.*, 1985, 2, p.279-286.
- [108] MINARD, D. Pre-employment and periodic medical examinations for workers on hot jobs. In DUKES-DUBOS, FN and HENSCHER, A., eds., *Proceedings of a NIOSH Workshop on Recommended Heat Stress Standards*. Cincinnati, Ohio: U S Department of Health and Human Services, DHSS (NIOSH) 81-108, 1980, p.61-70.
- [109] SMITH, DA., CLARREN, SK., HARVEY, MAS. Hyperthermia as a possible teratogenic agent. *Pediatrics*, 1978, 92, p.878-883.
- [110] PLEET, H., GRAHAM JM. and SMITH, DW. Central nervous system and facial defects associated with maternal hyperthermia at four to 14 weeks' gestation. *Pediatrics*, 1981, 67, p.785-789.
- [111] ADAIR, ER., and BERGLUND, LG. On the thermoregulatory consequences of NMR imaging. *Magn. Reson. Imaging*, 1986, 4, p.321-333.
- [112] SCHAEFER, DJ., BARBER, BJ., GORDON, CJ., ZIELONKA, J., and HECKER, J. Thermal effects of magnetic resonance imaging (MRI). In *Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine*. Volume 2. Berkeley, California: Society of Magnetic Resonance in Medicine, 1985, p.925-926.
- [113] KIDO, DK., MORRIS, TW., ERICKSON, JL., PLEWES, dB., and SIMON, JH. Physiologic changes during high field strength MR imaging. *Am J Neuroradiol*, 1987, 8, p.263-266.
- [114] ABART, J., BRINKER, G., IRLBACHER, W., GREBMEIER, J. Temperature and heart rate changes in MRI at SAR levels of up to 3 W/kg. Abstract, *Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 1989 August, p.998.
- [115] SHELLOCK, FG., SCHAEFER, DJ., CRUES, JV. Alterations in body and skin temperatures caused by magnetic resonance imaging: is the recommended exposure for radio frequency radiation too conservative? *Brit. J. Radiol.*, 1989, 62, p.902-909.

- [116] SCHAEFER, DJ., Dosimetry and effects of MR exposure to RF and switched magnetic fields. In MAGIN, RI., LIBURDY, RP. and PERSSON, B., eds. *Biological Effects and Safety Aspects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. The New York Academy of Sciences, 1991, 649, p.225-236.
- [117] NIOSH, 1986. *Occupational exposure to hot environments*. Revised criteria, 1986. National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept. of Health and Human Services, DHHS (NIOSH), p.86-113.
- [118] ADAIR, ER., and BERGLUND, LG., Thermoregulatory consequences of cardiovascular impairment during NMR imaging in warm/humid environments. *Magn. Reson. Imag.* 1989, 7, p.25-37.
- [119] ADAIR, ER. and BERGLUND LG. Predicted thermophysiological responses of humans to MRI fields. In MAGIN, RI., LIBURDY, RP., and PERSSON, B., eds. *Biological Effects and Safety Aspects of Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. Annals of the New York Academy of Sciences, 1992, 649, p.188-200.
- [120] CZERSKI, P. and ATHEY, TW. *Safety of magnetic resonance in vivo diagnostic examinations: Theoretical and clinical considerations*. Rockville, Maryland: Centre for Devices and Radiological Health, 1987.
- [121] ATHEY, TW. A model of the temperature rise in the head due to magnetic resonance imaging procedures. *Magn. Reson. Med.*, 1989, 9, p.177-184.
- [122] BARBER, BJ., SCHAEFER, DJ., GORDON, CJ., ZAWIEJA, DC. and HECKER, J. Thermal effects of MR imaging: worst-case studies on sheep. *American Journal of Roentgenology*, 1990, 155, p.1105-1110.
- [123] SCOTT, JA. A finite element model of heat transport in the human eye. *Phys. Med. Biol.*, 1988, 33, p.227-241.
- [124] BOTTOMLEY, PA., and EDELSTEIN, WA. Power deposition in whole-body NMR imaging. *Med. Phys.*, 1981, 8, p.510-512.
- [125] SHELLOCK, FG. and KANAL, E. *Magnetic Resonance: Bioeffects, Safety and Patient Management*. New York: Lippincott Raven Press, 1996.
- [126] SCHAEFER, DJ. Safety Aspects of Radio Frequency Power Deposition. In *Magnetic Resonance*, E. Kanal, ed. MRI Clinics of North America, 1998, 6(4), p.775-789.
- [127] SHELLOCK, FG., *Pocket Guide to MR Procedures and Metallic Objects: Update 2000*. New York: Lippincott Williams and Wilkins, 2000.
- [128] SCHAEFER, DJ. and BOURLAND, JD. Review of Patient Safety in Time-Varying Gradient Fields. *J. of Magn. Res. Imaging*, 2000, 12(1), p.20-29.
- [129] SHELLOCK, F.G., ed. *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*. CRC Press, 2001.
- [130] Directive 2013/35/EU on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields); <http://eurlex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:2013:179:0001:0021:EN:PDF>
- [131] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, April 1998, Volume 74, Number 4, pp 494–522.
- [132] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Medical magnetic resonance (MR) procedures: protection of patients. *Health Physics*, August 2004, Volume 87, Number 2, pp 197-216.
- [133] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), *Use of the ICNIRP EMF guidelines*. (March 31, 1999), <http://www.icnirp.de/documents/Use.htm>. p.2.
- [134] American Conference of Government and Industrial Hygienists, *Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents and Biological Exposure Indices*, 1994, p. 89.
- [135] LEHNINGER, A.L., *Biochemistry*, 1970, Worth, New York, pp 40-41.

- [136] SCHAEFER, D.J. Safety Aspects of Switched Gradient Fields. *MRI Clinics of North America*, vol. 6, No. 4, November, 1998, p. 743.
- [137] U.S. Nuclear Regulatory Commission, 10 CFR 20 subpart C, at <http://www.nrc.gov/reading-rm/doc-collections/cfr/part020/>.
- [138] J.A. NYENHUIS, J.D. BOURLAND, A.V. KILDISHEV and D.J. SCHAEFER, "Health Effects and Safety of Intense MRI Gradient Fields", in *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*, edited by F.G. Shellock, CRC Press, 2001, pages 31-54.
- [139] J.A. DEN BOER, J.D. BOURLAND, J.A. NYENHUIS, C.L.G. HAM, J.M.L. ENGELS, F.X. HEBRANK, G. FRESE, and D.J. SCHAEFER. Comparison of the Threshold for Peripheral Nerve Stimulation during Gradient Switching in Whole Body MR SYSTEMS. *J. Magn. Reson. Imaging*, Vol. 15, pp. 520-525, 2002.
- [140] J.M. DENEGRE, JR. J. M. VALLES, K. LIN, W. B. JORDAN, K. L. MOWRY, Cleavage planes in frog eggs are altered by strong magnetic fields. *Proc Natl Acad Sci*, 95, 14729-32 1998
- [141] WU, D. SHAMSI, S. CHEN, J. KAINZ, W. et al. Evaluations of Specific Absorption Rate and Temperature Increase Within Pregnant Female Models in Magnetic Resonance Imaging Birdcage Coils. *Microwave Theory and Techniques*, Volume: 54, Issue: 12, Part 2: 4472-4478, Dec. 2006
- [142] ACR Guidance Document on MR safe Practices. *J Mag Res Imaging*, 2013, p. 501-530. Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.24011/pdf>.
- [143] World Health Organization, *Environmental health Criteria* 232, Static fields, 2006
- [144] IEC 62570:2014, *Standard practice for marking medical devices and other items for safety in the magnetic resonance environment*
- [145] CROZIER, S., LIU, F. Numerical evaluation of the fields induced by body motion in or near high-field MRI scanners. *Prog in Biophysics & Molecular Biology*, 2005, Vol 87, Nrs 2-3, pages 267-278
- [146] Medical Electrical Installation Guidance, <http://www.mhra.gov.uk/Safetyinformation/Generalsafetyinformationandadvice/Technicalinformation/MEIGaN-MedicalElectricalInstallationGuidance/index.htm>
- [147] Gowland P. and De Wilde, J. Temperature increase in the fetus due to RF exposure during MR scanning. *Phys. Med. Biol.* 53, 2008, L15-L18
- [148] Glover, P. M., Cavin, C., Qian, W., Bowtell, R. and Gowland P. Magnetic-Field induced Vertigo: A Theoretical and Experimental Investigation. *Bioelectromagnetics* 28: 349 – 361, 2007
- [149] Fuentes, M. A., Trakic, A., Wilson, S. J. and Crozier, S. Analysis and Measurements of Magnetic Field Exposures for Healthcare Workers in Selected MR environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 4, p 1355, 2008
- [150] MR Safety special issue, *JMRI*, Vol 26, 2007
- [151] Protection of Patients and Volunteers Undergoing MRI procedures, 2008, publication by the Health Protection Agency, ISBN 978-0-85951-623-5, http://www.hpa.org.uk/webw/HPAweb&HPAwebStandard/HPAweb_C/1222673275443?p=1199451989432
- [152] MHRA Device Bulletin, *Safety guidelines for MRI equipment in clinical use*, 2007
- [153] EC study on 4 hospital sites: *An investigation into occupational exposure of electromagnetic fields for personnel with and around medical MRI equipment*, 2008
- [154] IEEE C95.6: *Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields (0–3 kHz)*. New York: IEEE, 2002.
- [155] Hoult, D.I. The Principle of Reciprocity in Signal Strength Calculations – A Mathematical Guide, Concepts. In *Magnetic Resonance*, Part A, Wiley Periodicals, Vol. 12, pp. 173-187, 2000.
- [156] MRI Design Guide as published by the Department of Veterans Affairs. <http://www.va.gov/facmgt/standard/dguide/mri/mri01.pdf>

- [157] Collins, C.M., Mao, W., Liu, W., and Smith, M. B. *Calculated Local and Average SAR in Comparison with Regulatory Limits*. 14th Scientific Meeting and Exhibition held in Seattle, WA USA, 6-12 May 2006., p 2044
- [158] den Boer J, Atalar E, Szimtenings M, Kleihorst R, Engels H., ISMRM Safety Workshop, 2005.
- [159] Nadobny, J., Brinker G., Diehl D., Stetter E., Szimtenings M. and Wust P. Evaluation of MR-induced hot spots for different temporal SAR modes using a time-dependent finite difference method with explicit temperature gradient treatment. *IEEE Trans Biomed Eng* 54 (10) Oct 2007, p 1837-1850
- [160] Ellis, R.R. and Ellingson, R.J. Responses to electrical stimulation of the median nerve in the human newborn. *Developmental Psychobiology*, Volume 6 Issue 3, Pages 235 – 244, Published Online: 13 Oct 2004
- [161] Shellock, F. G., Crues, J. V. Temperature, heart rate and blood pressure changes associated with clinical imaging at 1.5T. *Radiology*, 163, 1987, p 259 – 262.
- [162] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Physics*, 2009, Vol 96, Nr 4, p 504
- [163] Hand, JF., Li, Y., Thomas, EL., Rutherford, MA. and Hajnal, JV. Prediction of Specific Absorption Rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy. *Magnetic resonance in Medicine*, 2006, 55, p 883
- [164] Wang, Z., Lin, JC., Mao, W., Liu, W., Smith, MB. and Collins, CM. SA and temperature: Simulations and comparison of regulatory limits for MRI. *Journal of magnetic resonance*, 2007, 26, p 437
- [165] IEC 60364-7-710, *Electrical installations of buildings – Part 7-710: Requirements for special installations or locations – Medical locations*
- [166] ISO 7010:2011, *Graphical symbols – Safety colors and safety signs – Registered safety signs*
- [168] CHAKERES, DW, BORNSTEIN, R, and KANGARLU, A. Randomized Comparison of Cognitive Function in Humans at 0 and 8 Tesla. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2003; 18:342–345
- [169] LEPSIEN, J, MULLER, K, von CRAMON, D.Y, and MOLLER, H.E., Investigation of Higher-Order Cognitive Functions During Exposure to a High Static Magnetic Field, *J. Magn. Reson. Imaging*, 2012; 36:835–840
- [170] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), Amendment to the ICNIRP “Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients. *Health Physics*, 2009, Vol 97, Nr 3, p 259
- [171] CHAKERES, DW, KANGARLU, A, BOUDOULAS, H, YOUNG, DC., Effect of static magnetic field exposure of up to 8 tesla on sequential human vital sign measurements. *J Magn Reson Imaging*, 18:346 –352; 2003a
- [172] SIMI, S, BALLARDIN, M, CASELLA M, et al. Is the genotoxic effect of magnetic resonance negligible? Low persistence of micronucleus frequency in lymphocytes of individuals after cardiac scan. *Mutation Res* (2008) 645:39-43
- [173] GHODBANE, S, LAHBIB, A, SAKLY, M, ABDELMELEK, H. Bioeffects of Static Magnetic Fields: Oxidative Stress, Genotoxic Effects, and Cancer Studies, *BioMed Research International* (2013), <http://dx.doi.org/10.1155/2013/602987>
- [174] de VOCHT, F, van WENDELDE-JOODE, B, ENGELS, H, KROMHOUT, H., Neurobehavioral effects among subjects exposed to high static and gradient magnetic fields from a 1.5 tesla magnetic resonance imaging system—a case-crossover pilot study. *MAGN RESON MED* 50:670–674; 2003
- [175] NOLTE, CM, PITTMAN, DW, KALEVITCH, B, HENDERSON, R, SMITH, JC., Magnetic field conditioned taste aversion in rats. *Physiol Behav*, 63:683– 688; 1998
- [176] OKAZAKI, R, OOTSUYAMA, A, UCHIDA, S, NORIMURA, T., Effects of a 4.7 T static magnetic field on fetal development in ICR mice. *J Radiat Res* (Tokyo), 42:273–283; 2001

- [177] SAUNDERS, RD. Static magnetic fields—animal studies. *Prog Biophys Mol Biol* 87:225–241; 2005
- [178] UENO, S. and SHIGEMITSU, T. “Biological effects of static magnetic fields,” in *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields: Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields*, F. S. Barnes and B. Greenebaum, Eds., CRC Press, 3rd edition, 2007
- [179] SCHENCK, JF, Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Prog Biophys Mol Biol* ,87:185–204; 2005
- [180] YAMAGUCHI-SEKINO, S, SEKINO, M, UENO, S., Biological effects of electromagnetic fields and recently updated safety guidelines for strong static magnetic fields. *Magn Reson Med Sci.* 10:1-10; 2011
- [181] ROBERTS, DC, MARCELLI, V, GILLEN, JS, CAREY, JP, DELLA SANTINA, CC, ZEE, DS. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr Biol* 2011; 21:1635-1640
- [182] STEPHEN, T, DEUTSCHLANDER, A, NOLTE, A, SCHNEIDER, E, et al. “Functional MRI of galvanic vestibular stimulation with alternating currents at different frequencies”. *NeuroImage*, 26:721–732; 2005
- [183] TENFORDE, TS. Magnetically induced electric fields and currents in the circulatory system. *Prog Biophys Molec Biol*, 87:279 –288; 2005
- [184] MIAN, OS, YAN, L, ANTUNES, A, GLOVER, PM, DAY, BL., On the Vertigo Due to Static Magnetic Fields. *PLoS ONE* 8(10): e78748. doi:10.1371/journal.pone.0078748
- [185] TRZECIAK, HI, GRZESIK, J, BORTEL, M, et al. Behavioral effects of long-term exposure to magnetic fields in rats. *Bioelectromagnetics*, 14:287–297; 1993
- [186] UENO, S, IWASAKA, M., Properties of diamagnetic fluid in high gradient fields,. *J Appl Phys*, 75:7177–7180; 1994
- [187] WEISS, J, HERRICK, RC, TABER, KH, et al. .Bio-effects of high magnetic fields: a study using a simple animal model. *Magn Reson Imaging*, 10:689–694; 1992.
- [188] ZHANG, QM, TOKIWA, M, DOI, T, et al. .Strong static magnetic field and the induction of mutations through elevated production of reactive oxygen species in Escherichia coli soxR. *Int J Radiat Biol*, 79:281–286; 2003
- [189] SCHLAMANN, M, VOIGT, M, MADERWALD, S, et al. Exposure to High-Field MRI Does Not Affect Cognitive Function. *J. Magn. Reson. Imaging*, 2010;31:1061–1066
- [190] SILVA, AKA, SILVA, EL, EGITO, EST and CARRIÇO, AS. Safety concerns related to magnetic field exposure. *Radiation and Environmental Biophysics*(2006), 45: 245-252
- [191] ATKINSON, IC, RENTERIA, L, BURD, H, PLISKIN, NH, THULBORN, KR., Safety of human MRI at static fields above the FDA 8 T guideline: sodium imaging at 9.4 T does not affect vital signs or cognitive ability. *J Magn Reson Imaging*. (2007) 26:1222-1227
- [192] HEINRICH, A, SCOSTEK, A, MEYER, P et al. “Cognition and Sensation in Very High Static Magnetic Fields: A Randomized Case-Crossover Study with Different Field Strengths.,. *Radiology*, (2013) 266:236-245
- [193] de VOCHT, F, STEVENS, T, GLOVER, P, et al. “*Neurobehavioral effects of exposure to the stray fields of a 7 Tesla clinical MRI scanner*“. (2005) <http://e-book.lib.sjtu.edu.cn/Mri-Safety2005/07%20de%20Vocht.pdf>
- [194] de VOCHT, F, STEVENS, T, van WENDELDE-JOODE, B, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Acute neurobehavioural effects of exposure to static magnetic fields: analysis of exposure-response relations. *J Magn Reson Imaging*, (2006) 23:291–297
- [195] de VOCHT, F, van DROOGE, H, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Exposure, health complaints and cognitive performance among employees of an MRI scanners manufacturing department. *J Magn Reson Imaging*, 23:197–204 (2006)
- [196] de VOCHT, F, STEVENS, T, GLOVER, P, SUNDERLAND, A, GOWLAND, P, KROMHOUT, H. Cognitive effects of head-movement in stray fields generated by a 7 tesla whole-body MRI magnet. *Bioelectromagnetics* (2007) 28:247–255;

- [197] de VOCHT, F, GLOVER, P, ENGELS, H, KROMHOUT, H. Pooled analyses of effects on visual and visuomotor performance from exposure to magnetic stray fields from MRI scanners: application of the Bayesian framework. *J Magn Reson Imaging* (2007) 26:1255–1260
- [198] CAVIN, I.D., GLOVER, P.M., BOWTELL, R.W., and GOWLAND, P.A., Thresholds for Perceiving Metallic Taste at High Magnetic Field.", *J. Magn. Reson. Imaging* (2007) 26:1357–1361.
- [199] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG. Qualitative determination of the thresholds of magnetophosphenes. *Radio Sci.* 1979; 14:199-200
- [200] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG. Magneto and electrophosphenes: A comparative study. *Med Biol Eng Comput*, 1980; 18:758-764
- [201] LOVSUND, P, OBERG, PA, NILSSON, SEG, REUTER, T. Magnetophosphenes: A qualitative analysis of thresholds. *Med Biol Eng Comput*, 1980; 18:326-334
- [202] Van NIEROP, LE, SLOTTJE, P, van ZANDVOORT, MJE et al. Effects of magnetic stray fields from a 7 Tesla MRI scanner on neurocognition: a double-blind randomised crossover study. *Occup Environ Med.* (2012) 69:759-766
- [203] Van NIEROP, LE, SLOTTJE, P, KINGMA, H, and KROMHOUT, H, MRI-Related Static Magnetic Stray Fields and Postural Body Sway: A Double-Blind Randomized Crossover Study, *Magn Reson Med.* (2013) 70:232-240
- [204] LOCKWOOD, DR, KWON, B, SMITH, DC, HOUPPT, TA, Behavioral effects of static high magnetic fields on unrestrained and restrained mice. *Physiology & Behavior*, 78 (2003) 635– 640
- [205] HOUPPT, TA, PITTMAN, DW, RICCARDI, C, CASSELL, JA, LOCKWOOD, DR, BARRANCO, JM, KWON, B, SMITH, JC. Behavioral effects on rats of high strength magnetic fields generated by a resistive electromagnet., *Physiol Behav.* (2005) 86:379-89
- [206] ATKINSON, IC, SONSTEGAARD, R, PLISKIN, NH, THULBORN, KR. Vital signs and cognitive function are not affected by 23-sodium and 17-oxygen magnetic resonance imaging of the human brain at 9.4 T.. *J Magn Reson Imaging*, (2010) 32:82-87
- [207] Heinrich, A, Szostek, A, Nees, F, et al. Effects of Static Magnetic Fields on Cognition, Vital Signs, and Sensory Perception: A Meta-analysis. *J Magn Res Imaging* (2011) 34:758-763
- [208] HUNG, Y-C, LEE, J-H, CHEN, H-M, HUANG, GS. Effects of static magnetic fields on the development and aging of *Caenorhabditis elegans*. *J Expt Biol*, (2010) 2079-2085
- [209] MIYAKOSHI, J. The review of cellular effects of a static magnetic field. *STAM*, (2006) 7:305-307
- [210] JOKELA, K, and SAUNDERS, RD. Physiologic and dosimetric considerations for limiting electric fields induced in the body by movement in a static magnetic field (2011), *Health Phys.* 100:641-653
- [211] OKAZAKI, R, OOTSUYAMA, A, UCHIDA, S, NORIMURA, T. Effects of a 4.7 T static magnetic field on foetal development in ICR mice. *J Radiat Res* (Tokyo), (2001) 42:273–283.
- [212] YOSHIE, S, IKEHATA, M et al. Evaluation of mutagenicity and co-mutagenicity of strong static magnetic fields up to 13 Tesla in *Escherichia coli* deficient in superoxide dismutase. *J. Magn. Reson. Imaging*, (2012) 35, 731-736
- [213] IKEHATA, M, "Biological effects of intermediate frequency magnetic fields — Development of exposure system and evaluate genotoxicity in vitro.". Conference Proceedings General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI; 09/2011,
- [214] WANG, Z, SARJE, A, CHE, P-L, YAREMA, KJ. Moderate strength (0.23-0.28 T) static magnetic fields (SMF) modulate signaling and differentiation in human embryonic cells. *BMC Genomics.* (2009) 10:356.

- [215] WANG, Z, CHE, P-L, DU, J, HA, B, and YAREMA, KJ, Static Magnetic Field Exposure Reproduces Cellular Effects of the Parkinson's Disease Drug Candidate ZM241385. (2010) *PLoS ONE*, 5: e13883
- [216] AZANZA, MJ. Steady magnetic fields mimic the effect of caffeine on neurons. *Brain Res.* (1989) 489:195–198.
- [217] CUNHA, C, PANSERI, S, MARCACCI, M, TAMPIERI, A. Evaluation of the Effects of a Moderate Intensity Static Magnetic Field Application on Human Osteoblast-Like Cells. *American Journal of Biomedical Engineering*, (2012), 2, 263-268.
- [218] SIRMATEL, O, SERT, C, SIRMATEL, F, SELEK, S, and YOKUS, B., Total antioxidant capacity, total oxidant status and oxidative stress index in the men exposed to 1.5 T static magnetic field. *General Physiology and Biophysics*, (2007) 26, 86–90
- [219] FANELLI, C, COPPOLA, S, BARONE, R et al. Magnetic fields increase cell survival by inhibiting apoptosis via modulation of Ca²⁺ influx. (1999) *The FASEB Journal*, 13, 95–102
- [220] LEE, JW, KIM, MS, KIM, YJ, CHOI, YJ, LEE, Y, CHUNG, HW., Genotoxic effects of 3 T magnetic resonance imaging in cultured human lymphocytes.. (2011) *Bioelectromagnetics* 32, 535–542
- [221] CLEMENTS, H, DUNCAN, KR, FIELDING, K, GOWLAND, PA, JOHNSON, IR, BAKER, PN. Infants exposed to MRI in utero have a normal paediatric assessment at 9 months of age. *Br J Radiol* 2000; 73:190-194
- [222] KOK, RD, de VRIES, MM, HEERSCHAP, A, van den BERG, PP. Absence of harmful effects of magnetic resonance exposure at 1,5 T in utero during the third trimester of pregnancy: a follow-up study. *Magn Reson Imaging* 2004; 22:851-854
- [223] THORMANN, M, AMTHAUER, H, ADOLF, D, WOLLRAB, A, RICKE, J, SPECK, O. Efficacy of diphenhydramine in the prevention of vertigo and nausea at 7 T MRI. *Eur J Radiol.*, (2013), 82:768-72
- [224] IEC 62464-1:2007, Magnetic resonance equipment for medical imaging – Part 1: Determination of essential image quality parameters
- [225] ASTM 2052-06:2006, Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment
- [226] ZHENYU ZHANG, HAVENS, T. Magnetic Force Estimation around MRI Magnets. *Proc. Intl. Soc. Mag Reson. Med.* 22 (2014)

Index of defined terms used in this particular standard

($ dB/dt $ <i>PEAK</i>) _{FPO}	201. 3.246
($ dB/dt $ <i>RMS</i>) _{FPO}	201. 3.247
ACCOMPANYING DOCUMENT	IEC 60601-1:2005, 3.4
B_{1+}	201. 3.244
B_{1+PEAK}	201. 3.245
B_{1+RMS}	201.3.201
BASIC SAFETY	IEC 60601-1:2005, 3.10
CIRCULARLY POLARIZED RF	201. 3.249
COMPLIANCE VOLUME	201.3.202
CONTROL PANEL	IEC 60788:2004, rm-83-02
CONTROLLED ACCESS AREA	201.3.203
CORE TEMPERATURE	201.3.204
EFFECTIVE STIMULUS DURATION $t_{s,eff}$	201.3.205
EMERGENCY FIELD SHUT DOWN UNIT	201.3.206
ENVIRONMENTAL TEMPERATURE	201.3.207
ESSENTIAL PERFORMANCE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.27
FIRST LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE	201.3.208
FIXED PARAMETER OPTION	201. 3.242
FIXED PARAMETER OPTION: BASIC	201. 3.243
GRADIENT OUTPUT	201.3.209
GRADIENT UNIT	201.3.210
HARM	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.38
HAZARD	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.39
HAZARDOUS SITUATION	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.40
HEAD RF TRANSMIT COIL	201.3.211
HEAD SAR	201.3.212
IMMUNITY	IEC 60601-1-2:2014, 3.8
INTENDED USE	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.44
INTERVENTIONAL MR EXAMINATION	201.3.213
ISOCENTRE	201.3.214
LOCAL RF TRANSMIT COIL	201.3.215
LOCAL SAR	201.3.216
MAGNETIC RESONANCE (MR)	201.3.217
MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT (MR EQUIPMENT)	201.3.218
MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION (MR EXAMINATION)	201.3.219
MAGNETIC RESONANCE SYSTEM (MR SYSTEM)	201.3.220
MAGNETIC RESONANCE WORKER (MR WORKER)	201.3.221
MANUFACTURER	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.55
MAXIMUM GRADIENT SLEW RATE	201.3.222
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT (ME EQUIPMENT)	IEC 60601-1:2005, 3.63
MEDICAL ELECTRICAL SYSTEM (ME SYSTEM)	IEC 60601-1:2005, 3.64

MEDICAL SUPERVISION	201.3.223
NOMINAL (VALUE)	IEC 60601-1:2005, 3.69
NORMAL OPERATING MODE	201.3.224
OPERATOR	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.73
PARTIAL BODY SAR	201.3.225
PATIENT	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.76
PATIENT AUXILIARY CURRENT	IEC 60601-1:2005, 3.77
PATIENT LEAKAGE CURRENT	IEC 60601-1:2005, 3.80
PNS OUTPUT	201.3.226
PNS THRESHOLD LEVEL	201.3.227
QUENCH	201.3.228
RESPONSIBLE ORGANIZATION	IEC 60601-1:2005, 3.101
RISK	IEC 60601-1:2005/AMD1:2012, 3.102
RISK MANAGEMENT	IEC 60601-1:2005+A1:2012, 3.107
RISK MANAGEMENT FILE	IEC 60601-1:2005+A1:2012, 3.108
ROUTINE MONITORING	201.3.229
SEARCH COIL	201.3.230
SECOND LEVEL CONTROLLED OPERATING MODE	201.3.231
SLEW PERCENTAGE	201.3.248
SPATIAL FIELD GRADIENT	201.3.250
SPECIAL PURPOSE GRADIENT SYSTEM	201.3.232
SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)	201.3.233
SUPPLY MAINS	IEC 60601-1:2005, 3.120
TIME RATE OF CHANGE OF THE MAGNETIC FIELD (dB/dt)	201.3.234
TRANSVERSE FIELD MAGNET	201.3.235
VOLUME RF TRANSMIT COIL	201.3.236
WHOLE BODY GRADIENT SYSTEM	201.3.237
WHOLE BODY MAGNET	201.3.238
WHOLE BODY MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT (WHOLE BODY MR EQUIPMENT)	201.3.239
WHOLE BODY RF TRANSMIT COIL	201.3.240
WHOLE BODY SAR	201.3.241

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015 CSV

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	130
* INTRODUCTION	133
INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 1	134
INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 2	134
201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes	135
201.2 Références normatives	137
201.3 Termes et définitions	137
201.4 Exigences générales	144
201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM	145
201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM	145
201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM	145
201.8 Protection contre les DANGERS d'origine électrique provenant des APPAREILS EM	160
201.9 Protection contre les DANGERS MECANQUES des APPAREILS EM et SYSTEMES EM	160
201.10 Protection contre les DANGERS dus aux rayonnements involontaires ou excessifs	161
201.11 Protection contre les températures excessives et les autres DANGERS	161
201.12 Précision des commandes, des instruments et protection contre les caractéristiques de sortie présentant des DANGERS	161
201.13 SITUATIONS DANGEREUSES et conditions de défaut	183
201.14 SYSTEMES ELECTROMEDICAUX PROGRAMMABLES (SEMP)	183
201.15 Construction de l'APPAREIL EM	183
201.16 SYSTEMES EM	184
* 201.17 Compatibilité électromagnétique des APPAREILS et SYSTEMES EM	184
* 202 Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais	184
Annexes	187
Annexe D (informative) Symboles des marquages	188
Annexe AA (informative) Guide particulier et justifications	192
Bibliographie	251
Index des termes définis utilisés dans la présente norme particulière	262
Figure 201.101 – Forme d'onde de gradient et DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE	139
Figure 201.102 – Limites de stimulation cardiaque et du système nerveux périphérique	166
Figure 201.103 – Réduction des limites du TAS pour le corps entier pour des températures élevées	171
Figure 201.104 – Volume pour déterminer le maximum spatial du gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique	177
Figure 201.105 – Volume pour déterminer le champ parasite B_1	180
Figure AA.1 – Champs magnétiques statiques: potentiels de flux et retardement	217
Figure AA.2 – Données expérimentales sur le seuil de NSP de volontaires humains dans les APPAREILS À RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER	234
Figure AA.3 – Tracé logarithmique double des valeurs de seuil expérimentales pour la stimulation du nerf périphérique	235

Figure AA.4 – Valeur de réponse $R(t)$ produite par convolution d'un stimulus rectangulaire dB/dt et d'une fonction de réponse d'impulsion nerveuse $n(t-\theta)$	240
Figure AA.5 – Forme d'onde de gradient G , forme d'onde de stimulus dB/dt et valeur de réponse R , pour une forme d'onde trapézoïdale d'EPI commençant à $t = 0$	240
Figure AA.6 – Valeurs de seuil dB/dt pour deux formes d'ondes de gradient, tracées par rapport à la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE	241
Figure AA.7 – Valeur de seuil de dB/dt pour une forme d'onde de gradient sinusoïdale, en fonction du nombre de demi-périodes dans la forme d'onde	241
Figure AA.8 – Limites du TAS pour la masse exposée d'un PATIENT	245
Tableau 201.101 – Liste des symboles et abréviations.....	144
Tableau 201.102 – Valeurs de rhéobase par type de système de gradient	166
Tableau 201.103 – Coefficients de pondération pour la sommation de la sortie maximale O_j par unité de gradient.....	167
Tableau 201.104 – Limites de températures.....	168
Tableau 201.105 – Limites de TAS pour les bobines d'émission volumique	169
Tableau 201.106 – Limites de TAS pour les bobines d'émission localisées	170
Tableau 201.107 – Limites FPO applicables aux SYSTÈMES À RM cylindriques	181
Tableau 201.D.101 – Signaux de sécurité à RM.....	188
Tableau 201.D.102 – Symboles pour bobines RF	190
Tableau 201.D.101 – Symboles pour RM conditionnelle.....	191
Tableau AA.1 – Aperçu des effets physiologiques sur les humains, les animaux et les systèmes de modèles pour les expositions aux champs magnétiques à des intensités de champ adaptées à l'IRM. Les implications des effets mentionnés dans le rapport sont évaluées dans la dernière colonne	207

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

**Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base
et les performances essentielles des appareils à résonance
magnétique utilisés pour le diagnostic médical**

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

DÉGAGEMENT DE RESPONSABILITÉ

Cette version consolidée n'est pas une Norme IEC officielle, elle a été préparée par commodité pour l'utilisateur. Seules les versions courantes de cette norme et de son(s) amendement(s) doivent être considérées comme les documents officiels.

Cette version consolidée de l'IEC60601-2-33 porte le numéro d'édition 3.2. Elle comprend la troisième édition (2010-03) [documents 62B/777/FDIS et 62B/782/RVD], ses corrigenda 1 (mars 2012) et 2 (février 2016), son amendement 1 (2013-04) [documents 62B/884/CDV et 62B/904/RVC] et son amendement 2 (2015-06) [documents 62B/977/FDIS et 62B/987/RVD]. Le contenu technique est identique à celui de l'édition de base et à ses amendements.

Cette version Finale ne montre pas les modifications apportées au contenu technique par les amendements 1 et 2. Une version Redline montrant toutes les modifications est disponible dans cette publication.

La Norme internationale IEC 60601-2-33 a été établie par le sous-comité IEC 62B: Appareils d'imagerie de diagnostic, du comité d'études 62 de l'IEC: Équipements électriques dans la pratique médicale.

Cette édition de l'IEC 60601-2-33 est basée sur le deuxième amendement de l'Édition 2. Elle a également été adaptée à la troisième édition de l'IEC 60601-1 (2005), des modifications techniques ayant été introduites le cas échéant.

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/IEC, Partie 2.

Dans la présente norme, les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- Exigences et définitions: caractères romains.
- *Modalités d'essais: caractères italiques.*
- Les indications de nature informative apparaissant hors des tableaux, comme les notes, les exemples et les références: petits caractères. Le texte normatif à l'intérieur des tableaux est également en petits caractères.
- TERMES DEFINIS A L'ARTICLE 3 DE LA NORME GENERALE, DANS LA PRESENTE NORME PARTICULIERE OU COMME NOTES: PETITES MAJUSCULES.

Concernant la structure de la présente norme, le terme:

- "article" désigne l'une des dix-sept sections numérotées dans la table des matières, avec toutes ses subdivisions (par exemple, l'Article 7 inclut les paragraphes 7.1, 7.2, etc.);
- "paragraphe" désigne une subdivision numérotée d'un article (par exemple, 7.1, 7.2 et 7.2.1 sont tous des paragraphes appartenant à l'Article 7).

Dans la présente norme, les références à des articles sont précédées du mot "Article" suivi du numéro de l'article concerné. Dans la présente norme particulière, les références aux paragraphes utilisent uniquement le numéro du paragraphe concerné.

Dans la présente norme, la conjonction "ou" est utilisée avec la valeur d'un "ou inclusif", ainsi un énoncé est vrai si une combinaison des conditions quelle qu'elle soit est vraie.

Les formes verbales utilisées dans la présente norme sont conformes à l'usage donné à l'Annexe H des Directives ISO/IEC, Partie 2. Pour les besoins de la présente norme:

- "devoir" mis au présent de l'indicatif signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "il convient/il est recommandé" signifie que la satisfaction à une exigence ou à un essai est recommandée mais n'est pas obligatoire pour la conformité à la présente norme;
- "pouvoir" mis au présent de l'indicatif est utilisé pour décrire un moyen admissible pour satisfaire à une exigence ou à un essai.

Lorsqu'un astérisque (*) est utilisé comme premier caractère devant un titre, ou au début d'un alinéa ou d'un titre de tableau, il indique l'existence d'une ligne directrice ou d'une justification à consulter à l'Annexe AA.

Une liste de toutes les parties de la série IEC 60601, publiées sous le titre général: *Appareils électromédicaux*, est disponible sur le site web de l'IEC.

Le comité a décidé que le contenu de la publication de base et de ses amendements ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- reconduite,
- supprimée,
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.

IMPORTANT – Le logo "*colour inside*" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

* INTRODUCTION

La présente norme particulière est écrite à un moment où l'évolution technique des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE est en rapide progrès et les fondements scientifiques de leur utilisation sûre sont constamment en évolution.

Cette norme internationale traite des aspects techniques des SYSTEMES A RM et des APPAREILS A RM destinés au diagnostic médical, relatifs à la sécurité des PATIENTS examinés avec ce système, du PERSONNEL RM associé à son fonctionnement et impliqué dans le développement, la fabrication, l'installation et l'entretien des SYSTEMES A RM. Lorsque les limites d'exposition aux champs électromagnétiques des PATIENTS et du PERSONNEL RM sont établies, ces limites n'impliquent pas que de tels niveaux d'exposition puissent être considérés comme acceptables pour les personnes travaillant dans d'autres environnements professionnels et pour le grand public. Ces limites représentent un équilibre délicat entre les risques encourus par les PATIENTS et le PERSONNEL RM et les avantages dont bénéficient les PATIENTS.

Les aspects d'organisation de la sécurité relèvent de l'ORGANISME RESPONSABLE. Cette tâche comprend une formation appropriée du personnel, des règles d'accès aux SYSTEMES A RM, une qualification du personnel concernant les décisions relatives à la sécurité, une définition de la responsabilité médicale et des exigences spécifiques pour le personnel en raison de la responsabilité qu'il a lorsque le PATIENT se trouve à l'intérieur ou à proximité du SYSTEME A RM.

Des exemples de tels aspects d'organisation sont:

- un fonctionnement dans un MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU;
- des procédures d'urgence pour la réanimation du PATIENT qui se trouve dans le SYSTEME A RM;
- des procédures d'urgence après un ETOUFFEMENT (QUENCH en anglais) de l'aimant supraconducteur lorsqu'il se produit;
- l'établissement et le maintien d'un protocole pour l'examen du PATIENT afin de rechercher des contre-indications ou des conditions qui peuvent affecter l'exposition acceptable
- Des règles pour la SURVEILLANCE COURANTE et pour la SURVEILLANCE MEDICALE du PATIENT pendant l'examen.
- Des règles pour réduire et limiter l'exposition aux champs électromagnétiques du PERSONNEL RM.

Une justification complète est donnée à l'Annexe AA pour certaines définitions et exigences afin de fournir à l'utilisateur de cette norme l'accès le plus complet possible aux documents sources qui ont été utilisés en appui des différentes considérations, pendant la rédaction.

Les relations entre cette Norme Particulière et l'IEC 60601-1 et les normes collatérales sont expliquées aux paragraphes 201.1.3 et 201.1.4.

Les limites d'exposition au champ électromagnétique nécessaires présentées dans cette norme pour le PERSONNEL RM ne dépasseront jamais celles autorisées pour les patients. On compte sur le fait que les limites d'exposition autorisées pour un patient et pour le PERSONNEL RM les protègent des effets négatifs sur la santé et des risques inacceptables.

Pour l'exposition aux champs magnétiques statiques, on s'attend à des effets physiologiques et sensoriels subjectifs à court terme. Ils influencent le bien être du PERSONNEL RM de manière marginale et uniquement pendant ou brièvement après l'exposition.

L'exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et aux champs d'émission RF n'entraîne normalement pas d'effets sensoriels et physiologiques à court terme pour le BRM.

En outre, aucune base théorique ni expérimentale concernant les effets biologiques cumulatifs sur les êtres humains résultant de l'exposition aux niveaux autorisés n'est communément reconnue.

Les exigences pour l'exposition au bruit acoustique sont différentes pour les patients et le PERSONNEL RM.

INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 1

Le présent amendement a été publié pour aligner l'IEC 60601-2-33:2010 avec les corrections techniques introduites par l'Amendement 1 (2012) à l'IEC 60601-1:2005.

INTRODUCTION À L'AMENDEMENT 2

Le présent Amendement 2 a été développé afin d'augmenter la limite du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU applicable au champ statique entre 4 T et 8 T, compte tenu des ouvrages de référence scientifiques de la FDA, de l'ICNIRP et d'autres ouvrages de référence examinés par les pairs. De plus, une option non obligatoire, l'OPTION À PARAMÈTRES FIXES: MISE EN ŒUVRE ÉLÉMENTAIRE (FPO:B), est introduite afin de limiter les gradients d'amplitude de sortie des champs magnétiques et RF (de crête et efficaces) pour le balayage des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle. Par conséquent, le présent amendement propose un contenu rédactionnel pour les instructions d'utilisation afin de guider les utilisateurs dans le balayage des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle.

Par ailleurs, les références aux normes collatérales récemment publiées ont été mises à jour.

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

Partie 2-33: Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical

201.1 Domaine d'application, objet et normes connexes

L'Article 1 de la norme¹⁾ générale s'applique, avec l'exception suivante:

201.1.1 Domaine d'application

Remplacement:

La présente Norme internationale s'applique à la SECURITE DE BASE et AUX PERFORMANCES ESSENTIELLES relatives aux SYSTEMES et aux APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE, désignés ci-après comme APPAREILS ELECTROMEDICAUX (EM).

La présente norme ne prend pas en compte l'application des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE au-delà de leur UTILISATION PREVUE.

Si un article ou un paragraphe spécifique s'applique uniquement aux APPAREILS ou aux SYSTEMES EM, son titre et son contenu l'indique. Si ce n'est pas le cas, l'article ou le paragraphe s'applique soit aux APPAREILS EM soit aux SYSTEMES EM, suivant le cas.

La norme ne formule pas d'exigences spécifiques relatives aux APPAREILS À RM ou aux SYSTÈMES À RM utilisés dans les EXAMENS RM INTERVENTIONNELS.

201.1.2 Objectif

Remplacement:

La présente norme particulière a pour objet d'établir des exigences particulières relatives à la SECURITE DE BASE et aux PERFORMANCES ESSENTIELLES pour les APPAREILS A RM en matière de protection pour le PATIENT et le PERSONNEL RM.

NOTE La présente norme part du principe que le PERSONNEL RM bénéficie d'un suivi médical approprié, et est correctement formé et instruit en ce qui concerne ses responsabilités.

201.1.3 Normes collatérales

Addition:

La présente norme particulière fait référence aux normes collatérales applicables indiquées à l'Article 2 de la norme générale et à l'Article 201.2 de la présente norme.

L'IEC 60601-1-2:2014 s'applique avec les modifications données à l'Article 202. L'IEC 60601-1-3, l'IEC 60601-1-10, l'IEC 60601-1-11 et l'IEC 60601-1-12 ne s'appliquent pas. Toutes les autres normes collatérales publiées dans la série IEC 60601-1 s'appliquent telles qu'elles sont publiées.

¹⁾ La norme générale est l'IEC 60601-1:2005+A1:2012, *Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*

201.1.4 Normes Particulières

Remplacement:

Dans la série IEC 60601, des normes particulières peuvent modifier, remplacer ou supprimer des exigences contenues dans la norme générale et dans les normes collatérales en fonction de ce qui est approprié à l'APPAREIL EM considéré, et elles peuvent ajouter d'autres exigences de SECURITE DE BASE et de PERFORMANCES ESSENTIELLES.

Une exigence d'une norme particulière prévaut sur l'exigence correspondante de la norme générale.

Pour plus de concision, l'IEC 60601-1 est désignée dans la présente norme particulière comme la norme générale. Les normes collatérales sont désignées par leur numéro de document.

La numérotation des articles et paragraphes de la présente norme particulière correspond à celle de la norme générale avec le préfixe "201" (par exemple 201.1 dans la présente norme aborde le contenu de l'Article 1 de la norme générale) ou de la norme collatérale applicable avec le préfixe "20x", où x est (sont) le (les) dernier(s) chiffre(s) du numéro de document de la norme collatérale (par exemple 202.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-2, 203.4 dans la présente norme particulière aborde le contenu de l'Article 4 de la norme collatérale 60601-1-3, etc.). Les modifications apportées au texte de la norme générale sont spécifiées par l'utilisation des termes suivants:

"Remplacement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est remplacé complètement par le texte de la présente norme particulière.

"Addition" signifie que le texte de la présente norme particulière vient s'ajouter aux exigences de la norme générale ou de la norme collatérale applicable.

"Amendement" signifie que l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable est modifié comme indiqué dans la présente norme particulière.

Les paragraphes, les figures ou les tableaux qui sont ajoutés à la norme générale sont numérotés à partir de 201.101. Cependant, étant donné que les définitions dans la norme générale sont numérotées de 3.1 à 3.139, les définitions supplémentaires dans la présente norme sont numérotées à partir de 201.3.201. Les annexes complémentaires sont nommées AA, BB, etc., et les points complémentaires aa), bb), etc.

Les paragraphes, les figures ou les tableaux qui sont ajoutés à une norme collatérale sont numérotés à partir de 20x, où "x" est le chiffre de la norme collatérale, par exemple 202 pour l'IEC 60601-1-2, 203 pour l'IEC 60601-1-3, etc.

L'expression "la présente norme" est utilisée pour se référer à la norme générale, à toutes les normes collatérales applicables et à la présente norme particulière, considérées ensemble.

Lorsque la présente norme particulière ne comprend pas d'article ou de paragraphe correspondant, l'article ou le paragraphe de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien qu'il puisse être sans objet, s'applique sans modification; lorsqu'il est demandé qu'une partie quelconque de la norme générale ou de la norme collatérale applicable, bien que potentiellement pertinent, ne s'appliquent pas, cela est expressément mentionné dans la présente norme particulière.

201.2 Références normatives

NOTE Les références informatives sont indiquées dans la bibliographie, à partir de la page 210.

L'Article 2 de la norme générale s'applique, avec les exceptions suivantes:

Remplacement:

IEC 60601-1-2:2014, *Appareils électromédicaux – Partie 1-2: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Perturbations électromagnétiques – Exigences et essais*

IEC 60601-1-6:2010, *Appareils électromédicaux – Partie 1-6: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Aptitude à l'utilisation*
IEC 60601-1-6:2010/AMD1:2013

IEC 60601-1-8:2006, *Appareils électromédicaux – Partie 1-8: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles – Norme collatérale: Exigences générales, essais et guide pour les systèmes d'alarme des appareils et des systèmes électromédicaux*
IEC 60601-1-8:2006/AMD1:2012

Addition:

IEC 60601-1:2005, *Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*
Amendement 1:2012

NEMA MS 4:2010, *Acoustic noise measurement procedure for diagnostic magnetic resonance imaging (MRI) devices* (disponible en anglais seulement)

NEMA MS 8:2008, *Characterization of the specific absorption rate (SAR) for magnetic resonance imaging systems* (disponible en anglais seulement)

201.3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans la IEC 60601-1:2005+A1:2012 ainsi que les suivants s'appliquent:

NOTE Un index des termes définis figure à la page 218. Une liste de symboles utilisés dans le document est proposée dans le Tableau 201.101.

Addition:

* 201.3.201

B_{1+RMS}

tensions efficaces (rms) de B_{1+} ,

$$B_{1+RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} (B_{1+}(t))^2 dt}{t_x}}.$$

où t est le temps, et t_x est le temps d'intégration, qui doit être toute période de 10 s sur la durée de la séquence entière

Note 1 à l'article: B_{1+} est issu de l'angle de basculement moyenné sur un volume d'ajustement, qui est généralement représenté par la plaque centrale axiale qui génère le signal RM.

201.3.202

VOLUME DE CONFORMITE

espace accessible au PATIENT dans lequel la conformité du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est inspectée

Dans l'APPAREIL A RM avec un AIMANT CYLINDRIQUE POUR CORPS ENTIER, le VOLUME DE CONFORMITE est un cylindre dont l'axe coïncide avec l'axe de l'aimant, d'un rayon de 0,20 m et une longueur égale à celle de la bobine de gradient.

Dans l'APPAREIL A RM avec un AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL et un SYSTEME DE GRADIENT DE CORPS ENTIER, le VOLUME DE CONFORMITE est un cylindre aligné avec l'axe du patient, de longueur égale au diamètre de la bobine de gradient et un diamètre de 0,40 m ou égal à la distance entre les pôles de l'aimant, même si elle est inférieure.

Dans tout autre APPAREIL A RM, le VOLUME DE CONFORMITE est le volume dans lequel toute partie du corps d'un PATIENT peut être positionnée correctement, conformément à l'utilisation prévue de l'APPAREIL A RM

201.3.203

ZONE A ACCES CONTROLE

zone autour du SYSTEME A RM, dont l'accès est contrôlé, pour empêcher tout DOMMAGE occasionné par le champ magnétique

Note 1 à l'article: La ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ n'est pas identique à l'ENVIRONNEMENT SPÉCIAL ou à l'EMPLACEMENT SPÉCIAL tel que défini dans l'IEC 60601-1-2:2014.

201.3.204

TEMPERATURE INTERNE

température moyenne du noyau du corps

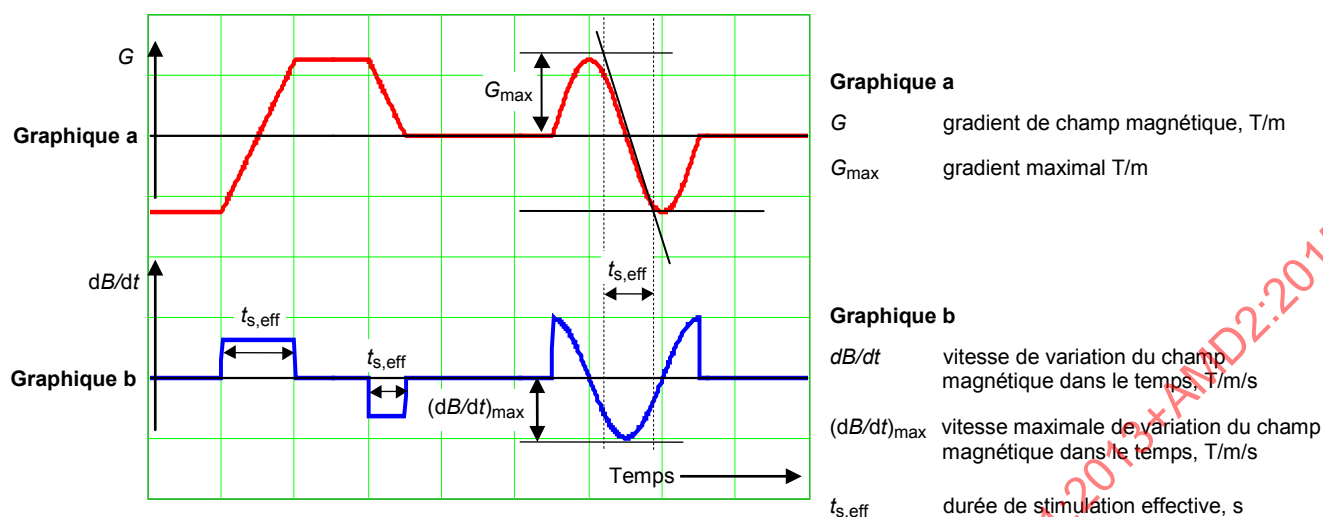
NOTE La température du noyau est généralement égale à la température rectale, sublinguale, ou tympanique. Des représentations plus fiables de TEMPERATURE INTERNE sont les températures œsophagique ou artérielle. Les températures du cerveau sont des TEMPERATURES INTERNES.

201.3.205

DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE

$t_{s,eff}$

durée de toute période du gradient monotonique augmentant ou diminuant, utilisée pour décrire ses limites pour la stimulation cardiaque ou du nerf périphérique, définie comme le rapport de la variation de champ de crête à crête et de la valeur maximale de la dérivée temporelle du gradient dans cette période (voir la Figure 201.101)



IEC 402/10

Trois périodes de variation monotonique du gradient G sont présentées sur le graphique a. Le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE correspondant dB/dt est représenté sur le graphique b et la DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE $t_{s,eff}$ est indiquée.

Figure 201.101 – Forme d'onde de gradient et DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE

201.3.206

UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP

dispositif pour désactiver un aimant supraconducteur ou résistif en cas d'urgence

* 201.3.207

TEMPERATURE AMBIANTE

température [°C] d'une enceinte "noire" uniforme (isotherme) dans laquelle un occupant pourrait échanger la même quantité de chaleur par rayonnement et convection que dans un environnement non uniforme réel

NOTE Pour le calcul de la TEMPERATURE AMBIANTE voir la justification en Annexe AA.

201.3.208

MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU

mode de fonctionnement de l'APPAREIL A RM pour lequel une ou plusieurs caractéristiques de sortie atteignent une valeur pouvant provoquer une contrainte physiologique aux PATIENTS, qu'il est nécessaire de contrôler par SURVEILLANCE MEDICALE

201.3.209

GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE

paramètre caractérisant les caractéristiques de gradient telles que la vitesse de variation de l'amplitude du champ magnétique ou le champ électrique induit par une ou plusieurs UNITES DE GRADIENT dans des conditions spécifiées et pour une position spécifiée

201.3.210

UNITE DE GRADIENT

toutes les bobines et les amplificateurs de gradient qui produisent ensemble un gradient de champ magnétique le long de l'un des axes du système de coordonnées de l'APPAREIL A RM

201.3.211

BOBINE D'EMISSION RF POUR LA TETE

BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE pouvant être utilisée dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour un EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE de la tête des PATIENTS

201.3.212

TAS POUR LA TÊTE

TAS moyenné sur la masse de la tête et sur une durée spécifiée

*** 201.3.213**

EXAMENS D'INTERVENTION PAR RM

EXAMEN PAR RM appliqué pour guider un mode opératoire médical (y compris intrusif) tel qu'une biopsie ou le traitement d'une lésion

201.3.214

ISOCENTRE

dans les APPAREILS A RM, point zéro des gradients de codage spatial

NOTE 1 En général, cela correspond également à la zone de homogénéité de champ magnétique la plus élevée.

[IEC 62464-1:2007, définition 3.1.15]

NOTE 2 En général, correspond à la position dans le système ciblé pour l'imagerie.

201.3.215

BOBINE D'ÉMISSION RF LOCALISÉE

bobine d'émission RF différente d'une BOBINE D'ÉMISSION RF VOLUMIQUE

201.3.216

TAS LOCALISÉ

TAS moyenné sur 10 g d'un quelconque tissu du corps et sur une durée spécifiée

*** 201.3.217**

RESONANCE MAGNETIQUE

RM

absorption par résonance de l'énergie électromagnétique par un ensemble de noyaux atomiques situés dans un champ magnétique

201.3.218

APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE

APPAREIL A RM

APPAREIL ELECTROMEDICAL qui est prévu pour des EXAMENS PAR RESONANCE MAGNETIQUE in vivo d'un PATIENT, comprenant tous les composants matériel et logiciel, du RESEAU D'ALIMENTATION à l'image affichée sur le moniteur

NOTE L'APPAREIL A RM est un SYSTEME ELECTROMEDICAL PROGRAMMABLE (PEMS, *Programmable Electrical Medical System*).

201.3.219

EXAMEN PAR RESONANCE MAGNETIQUE

EXAMEN RM

processus d'acquisition de données sur un PATIENT par RESONANCE MAGNETIQUE

201.3.220

SYSTEME A RESONANCE MAGNETIQUE

SYSTEME A RM

ensemble d'APPAREILS A RM, d'ACCESSOIRES comprenant des moyens d'affichage, de commande, d'approvisionnements en énergie et la ZONE A ACCES CONTROLÉ le cas échéant

*** 201.3.221**

PERSONNEL POUR LA RESONANCE MAGNETIQUE

PERSONNEL RM

personne qui, en raison de sa profession, est amenée à pénétrer dans la ZONE À ACCES CONTROLÉ ou dans une zone équivalente du SYSTEME À RESONANCE MAGNETIQUE

NOTE Les autres personnes s'occupant du PATIENT, comme les bénévoles ou le personnel soignant, ne sont pas concernées par cette définition. Cependant, les OPERATEURS et le personnel de maintenance sont inclus dans cette définition (voir la justification).

201.3.222

TAUX MAXIMUM DE VARIATION DU GRADIENT

vitesse de variation du gradient obtenue en commutant l'UNITE DE GRADIENT entre ses intensités maxima spécifiées G_{+max} et G_{-max} en un temps de variation le plus court possible pouvant être obtenu dans des conditions normales de balayage

*** 201.3.223**

SURVEILLANCE MEDICALE

prise en charge / gestion médicale adéquate des PATIENTS pouvant être exposés à des risques du fait de certains paramètres d'exposition de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, soit à cause de la condition médicale du PATIENT, soit à cause des niveaux d'exposition, soit pour les deux raisons à la fois

201.3.224

MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL

mode de fonctionnement de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour lequel aucune des caractéristiques de sortie n'a une valeur pouvant provoquer une contrainte physiologique aux PATIENTS

201.3.225

TAS POUR UNE PARTIE DU CORPS

moyenne TAS sur la masse du corps qui est exposée par la BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE, et sur une durée spécifiée

201.3.226

RESULTAT DE SNP

valeur qui évalue le niveau de stimulation du nerf périphérique (SNP) pour le PATIENT

201.3.227

NIVEAU DE SEUIL DE SNP

valeur du RESULTAT DE LA SNP relatif au début de la sensation de SNP pour le PATIENT

201.3.228

ETOUFFEMENT (QUENCH EN ANGLAIS)

transition de la conductivité électrique d'une bobine, qui véhicule un courant, d'un état de supraconduction à la conductivité normale, provoquant une évaporation rapide du fluide cryogénique et la décroissance du champ magnétique

201.3.229

SURVEILLANCE COURANTE

surveillance courante du PATIENT effectuée par le personnel responsable tel que l'OPERATEUR et le personnel de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et qui consiste, suivant le cas, en un contact auditif et/ou visuel avec le PATIENT, au cours de l'EXAMEN PAR RM

201.3.230

BOBINE D'EXPLORATION

bobine de petit diamètre utilisée dans un essai de conformité pour mesurer le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE

201.3.231

MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU

mode de fonctionnement de l'APPAREIL A RM pour lequel une ou plusieurs caractéristiques de sortie atteignent une valeur pouvant générer un risque important pour les PATIENTS,

pour lequel une approbation éthique explicite est nécessaire (c'est-à-dire un protocole d'études sur l'homme approuvé selon les exigences locales)

201.3.232

SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE

système de gradient pouvant être utilisé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour un usage spécifique

NOTE Un exemple de SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE est un système de gradient qui peut être incorporé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE pour permettre l'examen spécial de la tête du PATIENT.

*** 201.3.233**

TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE

TAS

puissance haute fréquence absorbée par unité de masse (W/kg)

201.3.234

VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LE TEMPS

dB/dt

vitesse de variation de la densité du flux magnétique dans le temps (T/s)

Note 1 à l'article: La vitesse de variation du champ magnétique dans le temps dB/dt est supposée être évaluée dans une plage de basses fréquences adaptée (par exemple < 5 kHz) afin d'ignorer les effets de l'ondulation de l'amplificateur de commutation.

201.3.235

AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL

aimant pour lequel le champ est perpendiculaire à la direction axiale du PATIENT

201.3.236

BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE

bobine d'émission RF, pouvant être utilisée dans un APPAREIL A RM, qui produit un champ RF homogène sur un volume étendu englobé par la bobine

NOTE La BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE peut être une BOBINE D'EMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER, une BOBINE D'EMISSION RF POUR LA TETE ou une BOBINE D'EMISSION RF conçue pour l'exposition homogène d'une partie spécifique du corps. Une bobine à simple boucle entourant le corps ou une partie du corps est considérée comme une BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE (exemple: bobine de poignet à simple boucle).

201.3.237

SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER

système de gradient pouvant être utilisé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

201.3.238

AIMANT POUR LE CORPS ENTIER

aimant pouvant être utilisé dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

201.3.239

APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE POUR LE CORPS ENTIER

APPAREIL A RM POUR LE CORPS ENTIER

APPAREIL A RM de taille suffisante pour permettre un EXAMEN PAR RM du corps entier et un EXAMEN PAR RM d'une partie du corps de PATIENTS adultes. Il peut être équipé de BOBINES D'EMISSION RM VOLUMIQUES, de BOBINES D'EMISSION RF LOCALISEES et d'un SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE

201.3.240

BOBINE D'EMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER

BOBINE D'EMISSION RF VOLUMIQUE de taille suffisante pour les examens du corps entier de PATIENTS adultes

201.3.241**TAS POUR LE CORPS ENTIER**

moyenne TAS sur la masse totale du corps pendant une durée spécifiée

201.3.242**OPTION À PARAMÈTRES FIXES****FPO**

option des modes existants (c'est-à-dire MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL ou MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU), qui spécifie un ensemble de valeurs limites opérationnelles pour le champ RF et le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNÉTIQUE admissibles et le B_0 spécifié de l'APPAREIL À RM dans un EXAMEN PAR RM

Note 1 à l'article: L'abréviation «FPO» est dérivée du terme anglais développé correspondant «FIXED PARAMETER OPTION»

201.3.243**OPTION À PARAMÈTRES FIXES: MISE EN ŒUVRE ÉLÉMENTAIRE****FPO:B**

“élémentaire” désigne une mise en œuvre spécifique de l'option FPO, exclusivement pour les SYSTÈMES À RM de 1,5 T

Note 1 à l'article: L'abréviation «FPO:B» est dérivée du terme anglais développé correspondant «FIXED PARAMETER OPTION: BASIC»

201.3.244 **B_{1+}**

composante du champ de RF dans le châssis rotatif qui est utile pour incliner la magnétisation nucléaire

201.3.245 **B_{1+} CRÊTE**

amplitude de crête de B_{1+}

*** 201.3.246** **$(|dB/dt| \text{ CRÊTE})_{FPO}$**

vitesse maximale de variation de l'amplitude du champ magnétique dans le temps pendant l'EXAMEN PAR RM, évaluée à l'emplacement défini pour l'OPTION FPO, c'est-à-dire une surface qui offre une distance dans l'air de 5 cm par rapport à l'encombrement du volume accessible du PATIENT

*** 201.3.247** **$(|dB/dt| \text{ EFF})_{FPO}$**

valeur efficace (eff.) de l'amplitude de la vitesse de variation du champ magnétique dans le temps pour l'option FPO

$$\left(\left| \frac{dB}{dt} \right|_{RMS} \right)_{FPO} = \sqrt{\frac{\int_0^{t_x} \left(\left| \frac{dB_{FPO}}{dt} \right| \right)^2 d\tau}{t_x}}$$

où t est le temps, et t_x est le temps d'intégration. dB_{FPO}/dt est une estimation de modèle conservatif du champ magnétique associé aux commutations de gradient

201.3.248**POURCENTAGE DE VARIATION**

laps de temps au cours duquel tout gradient varie à un taux quelconque

201.3.249

RADIOFRÉQUENCE (RF) À POLARISATION CIRCULAIRE

excitation RF avec laquelle les deux modes électromagnétiques principaux de la BOBINE D'ÉMISSION RF VOLUMIQUE sont pilotés avec une amplitude égale et un déphasage de 90°

Note 1 à l'article: Ce pilotage est désigné comme "CP" sur les interfaces utilisateur et dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

Note 2 à l'article: La radiofréquence à polarisation circulaire est également qualifiée couramment de pilotage en quadrature

* 201.3.250

GRADIENT DE CHAMP SPATIAL

SFG

vitesse de variation du champ magnétique principal dans l'espace $\left| \nabla |\vec{B}| \right|$, exprimée en [T/m]

Note 1 à l'article: Les forces magnétiques d'attraction exercées sur les objets ferromagnétiques magnétisables ou saturés s'échelonnent de manière linéaire avec SFG.

Note 2 à l'article: L'abréviation «SFG» est dérivée du terme anglais développé correspondant «spatial field gradient».

Tableau 201.101 – Liste des symboles et abréviations

Symbole	Unité SI	Définition
B_0	T	Champ magnétique statique
B_{1+}	T	Induction magnétique du champ magnétique haute fréquence
B_{1+RMS}	T	Tensions efficaces de B_{1+}
dB/dt	T/s	VITESSE DE VARIATION DU CHAMP MAGNETIQUE DANS LE TEMPS (dB/dt)
E	V/m	Champ électrique induit par les commutations de gradient
G	T/m	Gradient de champ magnétique
$L01$	V/m ou T/s	Limite du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL
$L12$	V/m ou T/s	Limite du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU
O	en fonction du contexte	RESULTAT DE SNP
O_i	en fonction du contexte	RESULTAT DE SNP PAR UNITE DE GRADIENT
rb	V/m ou T/s	Rhéobase
TAS	W/kg	TAUX D'ABSORPTION SPECIFIQUE (TAS)
$t_{s,eff}$	ms	DUREE DE STIMULATION EFFECTIVE
T	°C	Température
w_i	aucune	Coefficient de pondération par UNITE DE GRADIENT reliant le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE de cette unité par rapport à la limite

201.4 Exigences générales

L'Article 4 de la norme générale s'applique, avec l'exception suivante:

201.4.3 PERFORMANCE ESSENTIELLE

Addition:

NOTE 101 Concernant les fonctions des APPAREILS À RM couverts par la présente norme, aucune exigence spécifique en matière de PERFORMANCES ESSENTIELLES n'a été identifiée. D'autres fonctions des APPAREILS À RM

peuvent constituer des PERFORMANCES ESSENTIELLES. Voir la norme générale pour les exigences concernant le DOSSIER DE GESTION DES RISQUES du FABRICANT pour couvrir l'analyse des PERFORMANCES ESSENTIELLES des APPAREILS À RM.

201.5 Exigences générales relatives aux essais des APPAREILS EM

L'Article 5 de la norme générale s'applique, comme suit:

201.5.7 Pré-conditionnement humide

Addition:

Pour les SYSTÈMES À RM et APPAREILS À RM qui ne doivent être utilisés que dans des environnements contrôlés, comme spécifié dans la description technique, aucun préconditionnement humide n'est nécessaire.

NOTE Un environnement contrôlé n'est pas identique à une ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ.

201.6 Classification des APPAREILS EM et des SYSTEMES EM

L'Article 6 de la norme générale s'applique.

201.7 Identification, marquage et documentation des APPAREILS EM

L'Article 7 de la norme générale s'applique, comme suit:

201.7.2 Marquage sur l'extérieur des APPAREILS EM ou parties d'APPAREILS EM

201.7.2.13 Effets physiologiques (signes de sécurité et avertissements)

Addition:

Les signes de sécurité applicables ISO 7010-W005 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 1) et ISO 7010-W006 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 2) doivent être placés à l'entrée de la ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ. Les signes de sécurité peuvent être accompagnés d'un texte expliquant que le champ magnétique est toujours présent, mais que l'émission de champs électromagnétiques (EMF) est limitée à la situation dans laquelle l'APPAREIL À RM effectue un balayage.

Pour les APPAREILS À RM ne nécessitant pas de ZONE À ACCÈS CONTRÔLÉ, la nécessité et l'emplacement des signes de sécurité doivent être décrits dans le DOSSIER DE GESTION DES RISQUES par le FABRICANT.

Des informations doivent être fournies dans les instructions d'utilisation concernant les effets physiologiques liés aux APPAREILS À RM

201.7.9 DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT

201.7.9.1 Généralités

Addition:

Il convient que les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT fournissent les informations suffisantes à l'ORGANISME RESPONSABLE pour lui permettre de se conformer aux règles et exigences locales pour les limites d'exposition appropriées pour le PATIENT et LE PERSONNEL RM.

201.7.9.2 Instructions d'utilisation

201.7.9.2.10 Messages

Remplacement:

Les instructions d'utilisation doivent énumérer tous les messages système, les messages d'erreur et les messages de pannes générés suite à des problèmes de sécurité à moins que ces messages ne soient auto-explicatifs.

201.7.9.2.17 APPAREIL EM émettant un rayonnement

Addition:

NOTE Les instructions d'utilisation, 201.7.9.2.101, et la fiche de spécifications techniques de compatibilité de la description technique, 201.7.9.3.101, fournissent des informations détaillées relatives aux champs électromagnétiques de l'APPAREIL À RM.

Addition:

*** 201.7.9.2.101 Instructions d'utilisation des APPAREILS A RM**

*** a) Examen préalable du PATIENT et du PERSONNEL RM**

Les instructions d'utilisation doivent fournir à l'ORGANISME RESPONSABLE des recommandations claires concernant l'examen préalable des PATIENTS et du PERSONNEL RM. Cela s'applique en particulier aux PATIENTS et au PERSONNEL RM qui pourraient se trouver en situation de risque du fait de leur activité professionnelle, de leurs antécédents médicaux, de leur état de santé actuel et/ou de l'environnement physique de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE. Ces instructions doivent indiquer la nécessité d'effectuer un programme d'examens préalables en vue d'identifier de tels PATIENTS et le PERSONNEL RM à risque et doivent fournir des recommandations pour protéger de manière adéquate ces PATIENTS contre des blessures. Pour le PERSONNEL RM et le PATIENT en particulier le risque découlant de l'activité professionnelle passée, susceptible d'avoir provoqué une implantation accidentelle de matériaux ferromagnétiques, doit être pris en considération.

Les catégories spécifiques suivantes de PATIENTS doivent être mentionnées:

- catégories de PATIENTS pour lesquels les EXAMENS PAR RM sont considérés comme étant contre-indiqués;
- catégories de PATIENTS ayant une probabilité plus forte que la normale d'avoir besoin d'un traitement médical d'urgence, indépendamment de l'environnement physique de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE;
- catégories de PATIENTS ayant une probabilité plus forte que la normale d'avoir besoin d'un traitement médical d'urgence du fait des valeurs élevées des champs appliqués, lorsque l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE peut fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, tel que décrit au paragraphe 201.12.4.101.

*** b) SURVEILLANCE MEDICALE des PATIENTS**

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent fournir à l'ORGANISME RESPONSABLE des recommandations claires en vue d'établir un programme de surveillance approprié aux catégories de PATIENTS décrites en 201.7.9.2.101 a) et aux modes de fonctionnement contrôlés de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE tels que définis en 201.3.208, 201.3.231 et 201.3.244.

Les instructions d'utilisation doivent:

- inclure la recommandation selon laquelle il convient que tous les PATIENTS doivent au moins faire l'objet d'une SURVEILLANCE COURANTE;
- si l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE peut fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU: donner la recommandation selon laquelle il convient que les procédures soient établies pour garantir que la SURVEILLANCE MEDICALE soit assurée à l'établissement du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU;
- si l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE comporte un MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU: inclure la notification selon laquelle le fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU exige l'approbation du protocole d'investigation d'études sur l'homme, conformément aux exigences locales (par exemple comité d'éthique, bureau d'investigation, etc. De plus, on doit indiquer qu'il convient que l'approbation locale établisse en particulier des limites pour le gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique, le TAS et l'intensité du champ statique.

* c) Procédures médicales d'urgence

Les instructions d'utilisation doivent donner à l'ORGANISME RESPONSABLE des recommandations claires afin de définir et de mettre en application des procédures médicales d'urgence spécifiques qui s'appliquent au PATIENT et qui tiennent compte de la présence du champ magnétique, de sorte que, si le PATIENT se sent malade ou est blessé par des causes externes au cours de l'EXAMEN PAR RM, un traitement médical puisse lui être administré aussi rapidement que possible.

Ces instructions doivent inclure des recommandations relatives à l'établissement d'une procédure destinée à soustraire rapidement les PATIENTS de l'influence magnétique (si nécessaire en utilisant l'UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP).

* d) Exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM au bruit acoustique excessif

Les instructions d'utilisation:

- doivent attirer l'attention sur la possibilité que les PATIENTS sous anesthésie puissent présenter une protection moindre que la normale contre la pression sonore élevée, de telle sorte qu'il convient de ne pas oublier d'utiliser un dispositif de protection auditive pour ces PATIENTS, même à des niveaux sonores modérés;
- doivent attirer l'attention sur le fait que, dans certains pays, il peut exister une législation concernant l'exposition au bruit des salariés;
- indiquer que pour les tâches dans la ZONE A ACCES CONTROLE pendant le balayage, le PERSONNEL RM doit porter une protection contre le bruit appropriée pour être conforme aux règles de protection du personnel contre le bruit;
- doivent attirer l'attention sur le risque de dommage auditif temporaire ou permanent si une protection appropriée contre le bruit n'est pas utilisée.

Pour les APPAREILS A RM pouvant produire un niveau de pression sonore efficace pondérée de type A ($L_{Aeq, 1h}$) de 99 dB(A), les INSTRUCTIONS D'UTILISATION:

- doivent indiquer que le niveau de pression sonore efficace pondérée de type A est mesuré conformément à NEMA MS 4:2010;
- doivent indiquer qu'une protection auditive doit être utilisée pour la sécurité du PATIENT et que cette protection auditive doit être suffisante pour réduire le niveau de pression sonore efficace pondérée de type A en dessous de 99 dB(A);
- doivent indiquer qu'une attention particulière et une formation spéciale de l'OPERATEUR est nécessaire pour le positionnement correct de la protection auditive, en particulier lorsque les oreillettes standard ne peuvent pas être utilisées ou quand aucune protection ne peut être appliquée, ce qui est le cas pour les nouveau-nés et les prématurés;

- doivent attirer l'attention par un avertissement selon lequel en raison de l'anxiété accrue, les niveaux de pression sonore acceptés peuvent encore être une préoccupation pour les femmes enceintes et les fœtus, les nouveau-nés, les nourrissons, les jeunes enfants et les personnes âgées;

NOTE 1 Le symbole de sécurité applicable est 7010-M003 (2011) (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 6).

* e) ZONE A ACCES CONTROLE

Lorsque l'installation d'une ZONE A ACCES CONTROLE est exigée pour l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE (voir en 201.7.9.3.101 a) et 202), les instructions d'utilisation:

- doivent indiquer clairement qu'il est de la responsabilité de l'ORGANISME RESPONSABLE de suivre les exigences réglementaires locales en ce qui concerne l'accès à la ZONE A ACCES CONTROLE;
- doivent spécifier, de préférence à l'aide d'un diagramme à échelle, les dimensions et la disposition de la ZONE À ACCES CONTROLE;
- doivent indiquer qu'il y a lieu d'établir des règles adéquates de contrôle d'accès à la ZONE A ACCES CONTROLE en fonction du risque potentiel pour les PATIENTS et pour le personnel à l'intérieur de la ZONE A ACCES CONTROLE du fait de l'attraction des objets contenant du fer ou d'autres matériaux magnétiques ou du fait du couple exercé sur de tels matériaux métalliques et du risque potentiel pour les personnes qui, entrant par mégarde dans la zone, peuvent être gênées par le dysfonctionnement possible de leurs implants médicaux, tels que les stimulateurs cardiaques;

NOTE 2 Pour des intensités de champs magnétiques inférieures à 0,5 mT, aucun contrôle administratif n'est exigé.

- doivent énumérer les APPAREILS et les outils spécifiés ou recommandés par le FABRICANT utilisables dans la ZONE À ACCES CONTROLE. Pour tous les APPAREILS, ACCESSOIRES ou outils énumérés, il convient de donner une description des mesures spéciales qui sont éventuellement nécessaires pour leur installation ainsi que les précautions particulières pour leur utilisation, si besoin;
- doivent indiquer clairement que les équipements périphériques, comprenant les dispositifs de surveillance du PATIENT, d'assistance vitale et les appareils de soins d'urgence, dont l'utilisation n'est pas spécifiée ou recommandée dans la ZONE A ACCES CONTROLE, peuvent être perturbés par les champs à haute fréquence ou par le champ magnétique périphérique de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, et que ces équipements périphériques peuvent également perturber le fonctionnement correct de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE;
- doivent expliquer la signification de l'étiquette du dispositif pour une RM sûre, une RM conditionnelle et une RM non sûre.

* f) Liquides et gaz cryogéniques

Pour les APPAREILS A RM équipés d'aimants supraconducteurs, les instructions d'utilisation doivent, afin d'éviter les accidents et les ETOUFFEMENTS (QUENCH):

- prescrire des dispositions convenables concernant l'alimentation en liquide cryogénique;
- recommander que le remplissage de cryogène soit effectué uniquement par du personnel qualifié et expérimenté;
- fournir des informations concernant l'entretien et l'examen de l'aimant, y compris le(s) niveau(x) de liquide cryogénique;
- fournir des informations concernant le(s) niveau(x) minimal(aux) de cryogène requis pour un fonctionnement normal;
- prescrire que des contrôles fréquents du (des) niveau(x) de cryogène soient effectués par l'ORGANISME RESPONSABLE;

- donner des informations claires relatives aux DANGERS potentiels liés à l'utilisation des liquides cryogéniques ainsi que des informations sur la manipulation correcte de ces liquides. Celles-ci doivent comprendre des informations concernant:

- le port de vêtements de protection pour éviter les gelures;

NOTE Les signaux de sécurité applicables mentionnés dans l'ISO 7010-M004 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 7) et l'ISO 7010-M009 (voir Tableau 201.D.101, signal de sécurité 8) sont adaptés à une installation à proximité de l'emplacement où est effectué le remplissage de cryogène.

- les procédures à effectuer après dégagement de gaz;
- les précautions relatives au manque d'oxygène;
- l'utilisation de récipients non magnétiques pour le cryogène en cours d'approvisionnement;
- les procédures à suivre si des matériaux inflammables sont trouvés à proximité du récipient de cryogène.

NOTE 3 L'oxygène liquide peut s'accumuler ou la concentration en oxygène gazeux peut augmenter à proximité du cryogène.

* g) Modes de fonctionnement

Les instructions d'utilisation doivent fournir des informations concernant la signification et le contexte de chacun des modes de fonctionnement: MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, et MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU, tels que définis en 201.12.4.101. Les instructions d'utilisation doivent également expliquer que les niveaux de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE et de TAS pour les PATIENTS sont basés sur les documents scientifiques actuels concernant la sécurité et que le niveau d'exposition, la décision de quitter le MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et le besoin possible de surveillance physiologique des PATIENTS doivent être une appréciation médicale des risques potentiels par rapport aux bénéfices pour les PATIENTS.

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent clairement exposer les exigences de chaque mode de fonctionnement:

- Pour les APPAREILS A RM fonctionnant en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, aucune indication ni mesure spécifique ne doit être affichée.
- Pour les APPAREILS A RM aptes à fonctionner selon le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU, les propriétés de l'APPAREIL A RM en rapport avec les indications affichées avant la mise en service de ce mode et avec l'action intentionnelle à la mise en service de ce mode, comme prescrit en 201.12.4.101.4, doivent être indiquées. En outre, la SURVEILLANCE MEDICALE doit être recommandée, comme prescrit en 201.7.9.2.101 b).
- Pour les APPAREILS A RM aptes à fonctionner selon le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU, des mesures spécifiques de sécurité doivent être prises comme cela est prescrit en 201.12.4.101.5, pour empêcher une mise en route non autorisée en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU. Le fonctionnement en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU n'est permis qu'en application d'un protocole d'études sur l'homme approuvé selon les exigences locales, comme cela est prescrit en 201.7.9.2.101 b).

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent recommander qu'il convient de faire attention à la sécurité des PATIENTS en termes d'action intentionnelle de ces derniers et de la SURVEILLANCE MEDICALE nécessaire pour mettre en œuvre le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU ou en termes de mesures spécifiques de sécurité et d'approbation du protocole d'études d'investigation sur l'homme, selon les exigences locales requises pour mettre en œuvre le MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU.

* h) Exposition du PATIENT et du PERSONNEL RM au champ magnétique statique

Pour un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE qui est apte à fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU ou en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE DEUXIEME NIVEAU pour le champ magnétique statique, les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent:

- expliquer les effets possibles que les PATIENTS et le PERSONNEL RM peuvent rencontrer quand le champ magnétique statique principal dépasse le niveau du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, prêtant une attention particulière aux effets qui peuvent être ressentis si la tête du PATIENT ou d'un membre du personnel est déplacée rapidement alors qu'elle se trouve à l'intérieur ou proche de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, comprenant des vertiges, des nausées et un goût métallique dans la bouche;
- recommander que le PATIENT reste immobile lorsqu'il est dans la région du champ magnétique statique élevé;
- fournir des informations sur les valeurs de B_0 dont l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE est capable;
- expliquer que quand le principal champ magnétique statique est supérieur à 3 T et inférieur à 8 T, le SYSTEME A RM fonctionne de manière continue en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU et assure ainsi une SURVEILLANCE MEDICALE à tous les PATIENTS;
- expliquer qu'une formation adaptée doit être dispensée aux membres du PERSONNEL RM afin de limiter les effets nocifs pour la santé dus au champ magnétique statique élevé;
- expliquer les effets sur la santé relatifs au champ magnétique statique augmenté;
- expliquer les changements possibles dans la compatibilité RM des outils et accessoires utilisés par le PERSONNEL RM en fonction de la valeur du champ magnétique statique;
- expliquer que quand le principal champ magnétique statique est supérieur à 8 T, le SYSTEME A RM fonctionne de manière continue en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE SECOND NIVEAU et assure ainsi une SURVEILLANCE MEDICALE à tous les PATIENTS. Expliquer que dans cette situation, LE PERSONNEL RM ne doit pas être autorisé à avoir accès à L'APPAREIL A RM sans autorisation spéciale.

i) Exposition du PATIENT aux champs magnétiques à variation temporelle

Pour les APPAREILS RM qui peuvent fonctionner à des niveaux de gradient d'amplitude de sortie du champ magnétique au dessus du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL les instructions d'utilisation doivent:

- expliquer les effets possibles du niveau de GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE sur les PATIENTS dans chaque mode de fonctionnement dont est muni l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, en attirant particulièrement l'attention sur les effets possibles sur le système nerveux périphérique et sur le cœur;
- fournir des informations sur le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dont l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE est capable dans chaque mode de fonctionnement;
- expliquer que l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE affichera une indication du mode de fonctionnement approprié quand la valeur du GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE dépasse les limites du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL;
- décrire le système de gradient comme un SYSTEME DE GRADIENT POUR LE CORPS ENTIER ou comme un SYSTEME DE GRADIENT A USAGE SPECIFIQUE et décrire le volume dans lequel le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE est conforme.

j) Exposition du PATIENT aux champs magnétiques à radiofréquence

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent attirer l'attention sur les facteurs de risque qui peuvent augmenter la possibilité d'échauffements RF localisés excessifs du PATIENT et elles doivent décrire, pour l'OPERATEUR, les moyens d'atténuer ces facteurs de risque. Ces facteurs comprennent:

- la présence d'objets (métalliques) conducteurs ou d'implants dans la zone de sensibilité de la bobine d'émission RF. Tout vêtement contenant du fil métallique ou des composants métalliques et tous les autres objets métalliques tels que des montres, des pièces de monnaie, etc. doivent être retirés du PATIENT;
- l'utilisation de produits médicamenteux dans les timbres transdermiques qui peuvent provoquer des brûlures de la peau sous-jacente;
- le fait que le contact de peau -à- peau puisse former une boucle conductrice à travers une partie du corps, par exemple, contact intérieur de la cuisse -à- intérieur de l'autre cuisse, de mollet -à- mollet, de main -à- main, de main -à- corps, de cheville -à- cheville;
- la présence de vêtements humides;
- le placement du corps ou des extrémités contre la surface de la bobine d'émission RF;
- le contact entre le PATIENT et le câble de la bobine de réception RF et le cheminement du câble de la bobine RF à proximité de la bobine d'émission RF;
- la formation de boucles avec les câbles de la bobine de réception RF et les liaisons ECG;
- l'utilisation des électrodes d'ECG conditionnelles et des broches de raccordement pour RM. Informer l'OPERATEUR pour qu'il lise et suive attentivement les instructions d'utilisation. Informer l'OPERATEUR pour qu'il utilise toujours des électrodes qui n'ont pas dépassé leur date de validité.
- l'examen de PATIENTS sédatisés ou sans connaissance ou de PATIENTS dont une partie quelconque du corps a perdu sa sensibilité, par exemple, qui sont paralysés des bras ou des jambes et qui ne pourraient donc de ce fait alerter l'OPERATEUR en cas d'échauffement excessif et de dommage tissulaire associé;
- la présence de bobines de réception ou de câbles électriques non connectés qui restent dans la bobine d'émission RF au cours de l'examen.

Pour un APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE qui est apte à fonctionner à des niveaux de TAS au-dessus du MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL, les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent:

- expliquer les effets possibles des valeurs élevées des différents types de TAS qui sont limitées par l'APPAREIL A RM, comme prescrit en 201.12.4.103;
- expliquer les effets possibles du TAS sur les PATIENTS pour chacun des modes de fonctionnement fournis par l'APPAREIL A RM, en prêtant une attention particulière à la sécurité des PATIENTS qui peuvent avoir des capacités de régulation thermique diminuées et dont la sensibilité à une augmentation de la température du corps peut être accrue (par exemple les PATIENTS fébriles et souffrant de décompensation cardiaque, ceux présentant une capacité de transpiration réduite, et les femmes enceintes). De plus, des informations décrivant l'importance des contrôles de l'environnement et l'effet de la TEMPERATURE AMBIANTE sur la montée de la TEMPERATURE INTERNE DU PATIENT doivent être fournies, ainsi que des recommandations sur les conditions environnementales du PATIENT;
- fournir des informations sur les valeurs de chaque type de TAS dont l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE est capable;
- expliquer que les limites des modes de fonctionnement pour le TAS POUR LE CORPS ENTIER indiquées en 201.12.4.103 sont prévues pour une TEMPERATURE AMBIANTE inférieure ou égale à 25 °C. En outre, les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent expliquer comment le TAS est contrôlé en-dehors de ces spécifications environnementales. Cette explication doit
 - spécifier que l'APPAREIL A RM ne doit pas être utilisé lorsque la TEMPERATURE AMBIANTE est supérieure à 25 °C, ou

- expliquer que la limite du MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU pour TAS doit être réduite selon 201.12.4.103.2 (uniquement pour L'APPAREIL A RM qui a la capacité de mesurer la TEMPERATURE AMBIANTE);
- attirer l'attention sur des moyens de réduire le risque liés aux examens avec un TAS élevé, tels que la nécessité d'interruptions pour que le PATIENT se refroidisse, de vêtements légers pour le PATIENT et d'une ventilation adéquate de l'espace du PATIENT;
- expliquer que la valeur de B_{1+RMS} affichée sur le POSTE DE COMMANDE pour chaque séquence est une indication de l'intensité du champ magnétique RF. Il peut être utile de déterminer le RISQUE que représente le balayage d'un patient avec un implant actif ou passif.

* k) Exposition occupationnelle aux EMF

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent attirer l'attention sur le fait que le PERSONNEL RM peut être exposé aux champs électromagnétiques (EMF) émis par les APPAREILS A RM. Elles doivent fournir une quantité suffisante d'informations sur les risques découlant de ces expositions pour permettre la mise en place de modes opératoires de travail sécurisés pour le PERSONNEL RM. Les exigences appropriées de 201.7.9.2.101 i) et j) pour le PATIENT doivent également s'appliquer au PERSONNEL RM. Ces informations doivent également comprendre

- la spécification des zones auxquelles le PERSONNEL RM a un accès restreint, le cas échéant;
- les informations concernant les niveaux maximum d'exposition dans les zones accessibles par le PERSONNEL RM, exprimées en unités correctes pour le champ magnétique statique (voir 201.7.9.2.101 h) et 201.12.4.104), le GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE (voir 201.7.9.2.101.i) et 201.12.4.102) et le champ d'émission de RF (voir 201.7.9.2.101 j) et 201.12.4.103) généré par L'APPAREIL A RM;
- des instructions suivant lesquelles les membres du PERSONNEL RM doivent recevoir des informations et une formation suffisantes pour effectuer l'ensemble de leurs tâches en sécurité, de manière à limiter leur exposition aux EMF émis par les APPAREILS A RM;
- une déclaration selon laquelle il est possible qu'une stimulation légère du nerf périphérique (SNP) soit induite pour le PATIENT et les membres du PERSONNEL RM lors de leur exposition aux gradients en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTROLE DE PREMIER NIVEAU;

Les facteurs de risques associés aux niveaux d'exposition attendus pour le PERSONNEL RM doivent être expliqués. Une description des manières pour le PERSONNEL RM de limiter les facteurs de risques doit être fournie.

Les facteurs connus auxquels prêter attention sont:

- l'effet physiologique possible de l'exposition au rayonnement RF consiste en une augmentation de la chaleur. L'exposition au rayonnement RF peut être réduite en demeurant à une distance suffisante de la bobine d'émission RF ou en réduisant la durée d'exposition lors du balayage;

L'effet physiologique possible de l'exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE consiste en une stimulation de nerf périphérique pour la personne exposée. En particulier, le PERSONNEL RM réalisant les EXAMENS RM INTERVENTIONNELS, doit être informé et formé car, bien que l'on ne s'attende pas à la stimulation du nerf périphérique, la SECURITE des PATIENTS ne doit pas être compromise pendant les procédures interventionnelles en raison de la stimulation du nerf périphérique. L'exposition au GRADIENT D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE peut être réduite en demeurant à une distance suffisante des bobines de gradient lors du balayage;

- Les effets physiologiques possibles de l'exposition au champ magnétique statique sont des étourdissements, des vertiges et un goût métallique dans la bouche pour la personne exposée. L'exposition au champ magnétique statique peut être limitée en restant à distance de l'aimant (pas seulement lors du balayage mais en permanence) et en évitant les mouvements rapides de la tête en présence du champ magnétique statique.

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION peuvent indiquer qu'il est communément admis qu'aucune publication n'atteste l'existence d'effets cumulatifs et/ou à long terme après l'exposition aux EMF émis par les APPAREILS A RM.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que des précautions supplémentaires sont conseillées pour les femmes enceintes faisant partie du PERSONNEL RM, bien qu'il n'existe actuellement aucune preuve épidémiologique d'effets nocifs pour la santé.

NOTE 4 Les règles locales peuvent s'appliquer.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que les limites indiquées pour le PERSONNEL RM peuvent ne pas s'appliquer s'il s'agit d'une femme enceinte. Dans certains pays, la limite indiquée pour "l'ensemble des personnes" peut s'appliquer au fœtus, ce qui implique que les femmes enceintes membres du PERSONNEL RM n'ont pas le droit de se trouver dans la salle d'examen lors du balayage.

Les instructions d'utilisation doivent indiquer que, dans certains pays, il peut exister une législation concernant des limites d'exposition aux EMF inférieures aux limites indiquées pour le PERSONNEL RM dans la présente norme.

* l) APPAREIL AUXILIAIRE

L'ORGANISME RESPONSABLE doit être averti du fait qu'il convient que toute application de dispositifs de surveillance physiologique et de détection sur le PATIENT ne soit pratiquée que sous la direction de l'ORGANISME RESPONSABLE et que cela relève de sa responsabilité.

Les instructions d'utilisation doivent prévenir l'ORGANISME RESPONSABLE et L'OPERATEUR que l'utilisation d'appareils auxiliaires, tels que les appareils de surveillance et d'enregistrement physiologiques et les bobines d'émission RF, qui n'ont pas été spécialement essayés et reconnus aptes pour un usage dans l'environnement de l'APPAREIL A RM, peut provoquer des brûlures ou d'autres lésions au PATIENT. Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent, de plus, prévenir l'ORGANISME RESPONSABLE et L'OPERATEUR que, même des dispositifs auxiliaires renseignés comme « RM sûre » ou « RM conditionnelle » et compatibles avec l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE ou les SYSTEMES A RM, peuvent provoquer des lésions si les instructions du FABRICANT, particulièrement en ce qui concerne le positionnement des connexions conductrices électriquement, ne sont pas suivies.

m) UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP

Les instructions d'utilisation doivent indiquer quand et comment il convient de mettre en route l'UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP, en cas d'urgence. Des exemples de situations qui nécessiteraient la coupure d'urgence du champ doivent être fournis.

NOTE 5 Les aimants permanents ne peuvent pas être désactivés en cas d'urgence.

n) Précautions anti-incendie

Les instructions d'utilisation doivent avertir l'ORGANISME RESPONSABLE qu'il convient que les précautions anti-incendie soient abordées par le département anti-incendie local, que des procédures d'urgence soient établies et qu'il est de la responsabilité de l'ORGANISME RESPONSABLE de prendre les initiatives nécessaires.

o) Artefacts

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent alerter l'OPERATEUR du fait que des artefacts d'image peuvent se produire en raison de facteurs technologiques et physiologiques (par exemple homogénéité de l'aimant, linéarité du gradient, troncature, interférences, mouvement, circulation, modification chimique, variations de susceptibilité, etc.). Les effets de ces facteurs (par exemple irrégularité d'image, déformation géométrique, images fantômes, bouclage, etc.) sur l'image doivent être décrits. Les méthodes pour corriger ou atténuer de tels effets (par exemple changement de largeur de bande, annulation du moment de gradient, pré-saturation, etc.) doivent également être décrites.

p) Formation recommandée

Les instructions d'utilisation doivent indiquer qu'une formation est nécessaire pour le PERSONNEL RM afin de faire fonctionner L'APPAREIL A RM en toute sécurité et de manière efficace. La formation doit comprendre des procédures d'urgence, y compris pour les problèmes décrits dans le présent paragraphe sous

- c) Procédures médicales d'urgence
- e) ZONE A ACCES CONTROLE
- m) UNITE DE COUPURE D'URGENCE DU CHAMP
- n) Précautions anti-incendie
- s) Actions d'urgence en cas d'ETOUFFEMENT (QUENCH)

q) Assurance qualité

Les instructions d'utilisation doivent décrire les procédures d'assurance qualité recommandées pour l'ORGANISME RESPONSABLE, comprenant une description de tous les fantômes à utiliser.

r) Maintenance

Les INSTRUCTIONS D'UTILISATION doivent inclure les programmes d'entretien recommandés pour l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE. Les tâches qu'il convient de faire exécuter par le personnel d'entretien doivent être identifiées.

* s) Actions d'urgence en situation D'ETOUFFEMENT (QUENCH)

Les instructions d'utilisation doivent indiquer comment identifier un ETOUFFEMENT et comment réagir en situation d'ETOUFFEMENT, notamment quand le système de ventilation du système d'aimant supraconducteur ne fonctionne pas.

* t) Balayage des PATIENTS portant des implants actifs ou passifs.

Les instructions d'utilisation doivent stipuler que le balayage par RM est contre-indiqué pour les PATIENTS portant des implants, à l'exception des PATIENTS portant des implants à RM sûre ou à RM conditionnelle connus qui peuvent faire l'objet d'un balayage selon les conditions spécifiées dans l'étiquetage de l'implant. Les instructions d'utilisation doivent décrire les RISQUES significatifs associés au balayage des PATIENTS portant des implants actifs ou passifs contenant du métal ou d'autres matériaux magnétiques et/ou électriquement conducteurs

- les champs électromagnétiques peuvent exercer d'importantes forces sur ce type d'implants;
- les champs électromagnétiques peuvent interférer avec le fonctionnement des dispositifs actifs;
- les implants peuvent provoquer des artefacts significatifs sur l'image RM;

- le balayage PAR RM avec un implant peuvent provoquer un DOMMAGE tel que le réchauffement interne qui se traduit par l'endommagement du tissu, la perte de la fonction physiologique et une lésion sévère.

Les instructions d'utilisation doivent également traiter des points suivants relatifs au balayage par RM des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle:

- il convient d'effectuer le balayage par RM uniquement sur la base du résultat d'une évaluation du rapport entre les risques et les avantages par l'ORGANISME RESPONSABLE;
- l'OPÉRATEUR RM doit respecter les conditions d'utilisation définies dans l'étiquetage des implants à RM conditionnelle, comme cela est décrit dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT du FABRICANT des implants;
- les instructions d'utilisation doivent inclure un énoncé qui explique les rôles et les responsabilités du FABRICANT RM, du FABRICANT des implants et de l'OPÉRATEUR RM dans le balayage des PATIENTS portant des implants à RM conditionnelle.

NOTE 8 Un texte modèle est fourni à l'Annexe AA.

* u) Balayage des PATIENTES enceintes.

Les instructions d'utilisation doivent décrire qu'il convient que le balayage des PATIENTES enceintes avec la BOBINE D'EMISSION RF POUR LE CORPS ENTIER soit limité au MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL par rapport au niveau de TAS.

L'attention doit être attiré sur le fait que le fœtus est considéré comme faisant partie du public, et qu'il est donc particulièrement sensible aux événements thermiques potentiels au cours du premier trimestre. Il convient que l'ORGANISME RESPONSABLE soit informé afin d'éviter le balayage des patientes au cours du premier trimestre ou en état de grossesse inconnu.

NOTE L'état de grossesse fait partie des informations RIS. Il est recommandé que le retour par l'intermédiaire de l'interface utilisateur soit fourni à l'OPÉRATEUR au cours de la mise en place de l'examen pour valider l'état de grossesse. L'APPAREIL À RM peut appliquer le balayage en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL à condition qu'à la question sur l'état de grossesse, la réponse ne soit pas NON.

v) Balayage de PATIENTS ayant une TEMPERATURE INTERNE corporelle élevée.

Les instructions d'utilisation doivent décrire que l' APPAREIL À RM fournit les modes de fonctionnement permettant à l' OPÉRATEUR de limiter l'augmentation de la TEMPÉRATURE INTERNE corporelle du PATIENT afin d'éviter une contrainte excessive exercée par la chaleur et de prévenir tout dommage du tissu localisé dans le corps du PATIENT. Les valeurs limites applicables figurent dans le Tableau 201.104.

w) Fonction "à propos de"

Les instructions d'utilisation doivent spécifier où l'on peut trouver la fonction "à propos de" du dispositif de balayage dans l'interface utilisateur. La fonction "à propos de" doit indiquer la spécification du matériel et des logiciels du système, qui conjointement aux données fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT, peut être utilisée pour déterminer la spécification du champ magnétique statique, des gradients et de la RF. Plus spécifiquement, on doit trouver les informations suivantes:

- Valeur nominale B_0
- GRADIENT maximum de CHAMP SPATIAL du champ magnétique statique [T/m] en dehors des plaques de recouvrement FIXES de l'aimant

NOTE La pratique d'étiquetage des dispositifs à MR conditionnelle utilise depuis toujours G/cm où 1 T/m équivaut à 100 G/cm. Il peut être approprié de fournir le facteur de conversion et/ou les grandeurs dans les deux unités.

- Amplitude maximale des gradients de codage spatial [mT/m] et taux de variation maximum [T/m/s], tous deux étant spécifiés par axe

- Plage de fréquences nominales par noyaux
- GRADIENT combiné maximum D'AMPLITUDE DE SORTIE DU CHAMP MAGNETIQUE [T/s] sur un cylindre avec un diamètre de 0,2 m, 0,4 m et un diamètre d'alésage de 0,1 m de moins

NOTE 6 Pour les types AIMANT A CHAMP TRANSVERSAL, l'axe du cylindre (c'est-à-dire l'axe du PATIENT) est perpendiculaire à l'axe de l'aimant. Le terme alésage du PATIENT est à remplacer par entrefer d'un aimant entre épanouissements polaires: le terme longueur d'aimant est à remplacer par diamètre d'épanouissement polaire.

x) FPO (OPTION À PARAMÈTRES FIXES)

Si le système comprend des capacités FPO, les informations suivantes doivent être fournies:

- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO limite les gradients d'amplitude de sortie des champs magnétiques et RF en termes de dB/dt et B_{1+} ;
- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO exige une activation par l'OPÉRATEUR;
- les instructions précisant la méthode d'activation de l'OPTION FPO;
- un énoncé stipulant que des limites propres à l'OPTION FPO peuvent faire partie intégrante de l'étiquetage des dispositifs médicaux à RM conditionnelle et que d'autres limites de balayage et/ou procédures de préparation du PATIENT peuvent être exigées en plus de l'OPTION FPO afin de satisfaire entièrement à l'étiquetage des dispositifs d'implants à RM conditionnelle;
- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO n'affecte pas les modes de fonctionnement précédemment établis, c'est-à-dire que l'OPTION FPO peut fonctionner en MODE DE FONCTIONNEMENT NORMAL et en MODE DE FONCTIONNEMENT CONTRÔLÉ DE PREMIER NIVEAU;
- un énoncé stipulant que l'OPTION FPO est destinée à être utilisée avec les dispositifs qui ont un étiquetage à RM conditionnelle qui spécifie l'OPTION FPO et son utilisation lorsque le balayage des PATIENTS portant des dispositifs médicaux qui n'ont pas d'étiquetage FPO est potentiellement dangereux, et peut provoquer une lésion grave ou la mort.

201.7.9.3 Description technique

201.7.9.3.1 Généralités

Remplacement du huitième tiret du premier paragraphe et la Note 2:

- informations concernant tous essais de SECURITE DE BASE récurrents nécessaires comprenant les détails des moyens, des méthodes et de la fréquence recommandée.

Addition:

201.7.9.3.101 Description technique des APPAREILS A RM

a) ZONE A ACCES CONTROLE et ENVIRONNEMENT SPÉCIAL

Lorsqu'un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE génère un champ parasite dépassant 0,5 mT à l'extérieur de son enceinte à aimant FIXE, la description technique:

- doit indiquer la nécessité de définir et d'installer de manière permanente une ZONE A ACCES CONTROLE autour de l'APPAREIL À RESONANCE MAGNETIQUE, de telle façon qu'en dehors de cette zone, l'intensité du champ magnétique périphérique ne dépasse pas 0,5 mT;
- doit donner des recommandations claires quant à la façon dont cette ZONE A ACCES CONTROLE doit être délimitée, par exemple par des marquages sur le sol, des barrières et/ou d'autres moyens pour permettre à l'ORGANISME RESPONSABLE un contrôle adéquat de l'accès à cette zone des personnes non autorisées;
- doit stipuler qu'il convient d'identifier et d'indiquer la ZONE A ACCES CONTROLE à toutes les entrées par des signaux d'avertissement appropriés, comprenant une indication de la présence de champs magnétiques statiques et de leur force d'attraction ou du couple sur les matériaux ferromagnétiques (voir Annexe AA pour des exemples de signaux d'avertissement et d'interdiction).