

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Assessment methods of the human exposure to electric and magnetic fields from wireless power transfer systems – Models, instrumentation, measurement and computational methods and procedures (frequency range of 3 kHz to 30 MHz)

Méthodes d'évaluation de l'exposition humaine aux champs électriques et magnétiques produits par les systèmes de transfert de puissance sans fil – Modèles, instrumentation, méthodes et procédures de mesure et de calcul (Plage de fréquences comprise entre 3 kHz et 30 MHz)



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2025 IEC, Geneva, Switzerland

Copyright © 2025 IEEE

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 being secured. Requests for permission to reproduce should be addressed to either IEC at the address below or IEC's member National Committee in the country of the requester or from IEEE.

IEC Secretariat
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland
Tel.: +41 22 919 02 11
info@iec.ch
www.iec.ch

Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.
3 Park Avenue
New York, NY 10016-5997
United States of America
stds.ipr@ieee.org
www.ieee.org

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 corrigendum or an amendment might have been published.

IEC publications search - webstore.iec.ch/advsearchform

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 It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.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 once a month by email.

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: sales@iec.ch.

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

Discover our powerful search engine and read freely all the publications previews, graphical symbols and the glossary. With a subscription you will always have access to up to date content tailored to your needs.

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary on electrotechnology, containing more than 22 500 terminological entries in English and French, with equivalent terms in 25 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

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.

Recherche de publications IEC -

webstore.iec.ch/advsearchform

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 une fois par mois par email.

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

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

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

Découvrez notre puissant moteur de recherche et consultez gratuitement tous les aperçus des publications, symboles graphiques et le glossaire. Avec un abonnement, vous aurez toujours accès à un contenu à jour adapté à vos besoins.

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire d'électrotechnologie en ligne au monde, avec plus de 22 500 articles terminologiques en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 25 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Assessment methods of the human exposure to electric and magnetic fields from wireless power transfer systems – Models, instrumentation, measurement and computational methods and procedures (frequency range of 3 kHz to 30 MHz)

Méthodes d'évaluation de l'exposition humaine aux champs électriques et magnétiques produits par les systèmes de transfert de puissance sans fil – Modèles, instrumentation, méthodes et procédures de mesure et de calcul (Plage de fréquences comprise entre 3 kHz et 30 MHz)

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.220.20; 17.240

ISBN 978-2-8327-0139-3

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.

CONTENTS

FOREWORD.....	10
INTRODUCTION.....	12
1 Scope.....	13
2 Normative references.....	13
3 Terms and definitions	14
4 Symbols and abbreviated terms	19
4.1 Physical quantities	19
4.2 Constants	19
4.3 Abbreviated terms	19
5 Assessment procedures.....	20
5.1 General.....	20
5.2 Compliance assessment considering direct effects.....	21
5.2.1 General	21
5.2.2 Tier 1: Evaluation based on coil current.....	22
5.2.3 Tier 2: Evaluation of incident fields against reference levels.....	23
5.2.4 Tier 3: Evaluation of incident magnetic fields using coupling factor.....	23
5.2.5 Tier 4: Evaluation of internal E-field, current density, or SAR against basic restrictions	29
5.3 Exposure assessment of contact currents	29
6 Measurement methods.....	31
6.1 Incident fields.....	31
6.1.1 General	31
6.1.2 Equipment	32
6.2 SAR and pE_{ind}	34
6.3 Contact currents.....	36
6.3.1 General	36
6.3.2 Equipment	36
6.3.3 Measurements	37
7 Computational assessment methods	38
7.1 General	38
7.2 Quasi-static approximation	39
7.3 Computational assessment against the basic restrictions	40
7.3.1 General	40
7.3.2 Peak spatial-average SAR.....	41
7.3.3 Whole-body average SAR	41
7.3.4 Averaged current density on a surface.....	41
7.3.5 Peak spatial average internal E-field in a cubical volume	41
7.3.6 Peak spatial average internal E-field along a line	41
7.3.7 Maximum local internal E-field.....	41
8 Combination of measurement and computational methods for inductive WPT systems.....	42
8.1 General.....	42
8.2 Measurement of magnetic field	42
8.3 Computational analyses of induced quantities.....	42
8.4 Computational assessment against the basic restrictions	43
9 Uncertainty assessments	43

9.1	General.....	43
9.2	Measurement methods	43
9.2.1	Measurement uncertainty budget.....	43
9.2.2	Amplitude calibration uncertainty	44
9.2.3	Probe anisotropy	45
9.2.4	Probe dynamic range linearity	45
9.2.5	Probe frequency domain response.....	45
9.2.6	Modulation response	45
9.2.7	Spatial averaging (maximum gradient).....	45
9.2.8	Gradient assessment uncertainty.....	45
9.2.9	Parasitic E-field and H-field sensitivity	45
9.2.10	Detection limit.....	45
9.2.11	Readout electronics	46
9.2.12	Response time	46
9.2.13	Probe positioning	46
9.2.14	Signal postprocessing	46
9.2.15	Nominal position	46
9.2.16	Repeatability.....	46
9.2.17	DUT.....	46
9.3	Computational methods.....	46
9.3.1	Computational uncertainty budget	46
9.3.2	Grid resolution	48
9.3.3	Tissue parameters	48
9.3.4	Exposure position	48
9.3.5	Convergence	48
9.3.6	Power budget.....	49
9.3.7	Boundary conditions.....	49
9.3.8	Quasi-static approximation	49
9.3.9	Model parts and geometry	49
9.3.10	Dielectric parameters	49
9.3.11	Ferrite parameters	50
9.3.12	Positioning of transmit and receive coils	50
9.3.13	Coupling of transmit and receive coils	50
9.3.14	Exposure sources other than the coils	50
9.3.15	Loading of the coil.....	50
9.4	Assessment of combining measurement and computational methods.....	50
10	Reporting	51
10.1	General.....	51
10.2	Items to be recorded in exposure compliance assessment reports.....	51
10.3	Additional items to be included for evaluation measurements	52
10.4	Additional items to be included for numerical and combined numerical and measurement evaluations.....	53
Annex A	(normative) Exposure evaluations using approximations	54
A.1	Limit on current for a WPT coil	54
A.2	Induced field quantities for comparison with basic restrictions	55
A.3	Enhancement or coverage factor	57
Annex B	(normative) Calibration methods.....	58
B.1	General.....	58
B.2	E-field and H-field calibration.....	58

B.2.1	Standard field generation methods	58
B.2.2	Characteristics to be measured	58
B.2.3	Frequency domain calibration	60
B.2.4	E-field calibration	63
B.3	Gradient response verification	67
B.3.1	General	67
B.3.2	H-field gradient verification: Main steps	67
B.3.3	Uncertainty for H-field gradient verification	67
B.4	Dosimetric probe calibration	68
B.4.1	General	68
B.4.2	Calibration with short dipole antennas via transmit antenna factor	69
B.4.3	Uncertainty	72
Annex C (normative)	Verification and validation methods for measurements	73
C.1	General	73
C.2	Objective	73
C.3	Measurement setup and procedure for system verification and system validation	73
C.3.1	General	73
C.3.2	Measurement system verification: test procedure	74
C.3.3	Measurement system validation: test procedure	75
Annex D (informative)	Case study on the dependency of SAR on phantom properties and size	76
D.1	Phantom properties	76
D.2	Phantom size	79
Annex E (informative)	Extrapolation methods of SAR measurement	82
E.1	General	82
E.2	Measurement and interpolation of electric field inside a phantom	82
E.2.1	General	82
E.2.2	Extrapolation functions	82
E.2.3	Three steps for determination of spatial-peak SAR	83
E.2.4	Validation of measurement methods using extrapolation	83
E.2.5	Uncertainty	86
Annex F (informative)	Computational methods	88
F.1	General	88
F.2	Quasi-static finite element method	88
F.3	Scalar potential finite difference method	89
F.4	Impedance method	90
F.5	Finite-difference time-domain method	91
F.6	Hybrid technique of MoM and FDTD method	91
F.7	Hybrid technique of FEM and SPFD method	93
Annex G (informative)	Averaging algorithms	94
G.1	Current density averaging over an area	94
G.1.1	General	94
G.1.2	Calculation of the current density in a Cartesian voxel	94
G.1.3	Calculation of the current density in a tetrahedron	95
G.1.4	Calculation of J_{av}	95
G.2	Internal E-field	96
G.2.1	General	96

G.2.2	E-field averaging in a cubical volume	96
G.2.3	E-field averaging along an averaging distance	97
G.2.4	Maximum local E-field	99
Annex H (normative)	Code verification and model validations	100
H.1	Code verification	100
H.1.1	General	100
H.1.2	Quasi-static codes	100
H.1.3	Quasi-static codes for the calculation of the incident magnetic field	101
H.1.4	Averaging algorithms	103
H.2	Model validation	104
H.2.1	General	104
H.2.2	Recommendations for the development of the computational model	105
H.2.3	Determining the validity of the field source	105
Annex I (informative)	Use cases of magnetic field exposure assessment	107
I.1	EV WPT – electric passenger car	107
I.1.1	General	107
I.1.2	Determination of user position	107
I.1.3	Assessment procedures considering direct effects for WPT system for EV ..	108
I.1.4	Assessment procedures for contact currents of WPT systems for EV	114
I.2	Heavy duty vehicle EMF measurement procedure	119
I.2.1	General	119
I.2.2	Step 1	119
I.2.3	Step 2	121
I.2.4	Step 3	121
I.3	Remotely piloted aircraft	122
I.3.1	General	122
I.3.2	Assessment procedures of WPT system for RPA	122
Annex J (informative)	Examples of magnetic field exposure assessment	126
J.1	General	126
J.2	Assessment procedure of heavy-duty WPT EV system	126
J.2.1	Outline of assessment procedure	126
J.2.2	Test condition	126
J.2.3	Test result 1	127
J.2.4	Test result 2	127
J.2.5	Test result 3	127
J.3	Remotely piloted aircraft	127
J.3.1	General	127
J.3.2	Description of WPT system for RPA	128
J.3.3	Measurement of magnetic field around the WPT system for RPA	128
J.3.4	Modelling for the WPT system for RPA	129
J.3.5	Evaluation of incident field against basic restrictions	129
J.3.6	Evaluation of current density, internal electric field, and SAR against basic restrictions	132
J.4	Combined method of measurement and computational analysis	132
J.4.1	General	132
J.4.2	Measurement of magnetic field	132
J.4.3	Computational analyses of induced quantities	133
J.4.4	Example of exposure assessment for WPT systems using combined method	133

J.5 SAR measurement for WPT system	137
Annex K (informative) Proximity detection sensor considerations for exposure assessment	139
K.1 General.....	139
K.2 Phantom specification	139
K.2.1 Phantom for the stationary living object detection	139
K.2.2 Phantom for the proximity living object detection.....	139
K.3 Procedures for determining proximity detection sensor triggering distance.....	140
K.4 Testing areas	140
K.5 Procedures for determining stationary living objects	141
Bibliography	143
Figure 1 – Flowchart for the assessment procedure	20
Figure 2 – Flowchart for the assessment procedure considering direct effects.....	21
Figure 3 – The gradient G_n is determined at the surface and normal to the surface, i.e. in the direction of the axis shown	26
Figure 4 – Coupling factors k of Formula (7) through Formula (11) as a function of the normalized magnetic field gradient [13]	29
Figure 5 – Two exposure situations for ungrounded and grounded metal objects	30
Figure 6 – Flowchart for assessment procedures for contact currents.....	31
Figure 7 – Human body equivalent circuit proposed in IEC 60990 [30]	37
Figure 8 – Impedance frequency characteristics of adult male and equivalent circuits proposed in IEC 60990 [30] and evaluated values [31], [32], [33], [34]	37
Figure 9 – Example of contact current measurement equipment.....	37
Figure A.1 – Comparison of the H-field with number of turns n at 1 cm from a circular coil calculated with Biot-Savart and with the approximation of Formula (A.1)	55
Figure B.1 – H-field and E-field generation setup for probe calibration	60
Figure B.2 – H-field generation setup for dynamic range calibration	62
Figure B.3 – E-field generation setup for frequency response calibration.....	64
Figure B.4 – E-field generation setup for dynamic range calibration	65
Figure B.5 – Illustration of the transmit antenna factor evaluation setup [51]	71
Figure B.6 – Illustration of the sensitivity coefficients evaluation setup [51]	71
Figure C.1 – Recommended test setups for measurement system verification and validation.....	74
Figure D.1 – Simulation model of large WPT system operating close to a) elliptical phantom and b) human body model.....	77
Figure D.2 – Different exposure conditions for human body model	77
Figure D.3 – Calculated SAR for circular coils with a 50 cm diameter operating at 6 cm from the elliptical phantom and heterogeneous human model	78
Figure D.4 – Simulation model of small WPT system operating close to a) elliptical phantom and b) human body model.....	78
Figure D.5 – Calculated SAR for the small square coils with dimensions 10 cm × 10 cm operating at 2 cm from the elliptical phantom and heterogeneous human model	79
Figure D.6 – Layout of large WPT system for exposure condition of a) case A and b) case C with respect to the elliptical phantom surface	80

Figure D.7 – Calculated 10 g-averaged SAR versus the smaller axis of elliptical phantom v normalized by coil outer diameter D for a) case A ($f_{\text{high}} = 7,54$ MHz) and b) case C ($f_{\text{low}} = 6,14$ MHz, $f_{\text{high}} = 7,18$ MHz)	80
Figure D.8 – Layout of small WPT system for exposure conditions of case C with respect to a) elliptical phantom and b) rectangular phantom.....	81
Figure D.9 – Calculated 10 g-averaged SAR versus the smaller axis v or width W normalized by square coil diagonal K for a) elliptical phantom ($f_{\text{low}} = 6,6$ MHz, $f_{\text{high}} = 7,64$ MHz) and b) rectangular phantom ($f_{\text{low}} = 6,59$ MHz)	81
Figure E.1 – Schematic diagram of measurement system	84
Figure E.2 – Measurement system	85
Figure E.3 – Measured and simulated electric field distributions in the measurement plane 25 mm away from the phantom boundary with solenoid-type WPT system positioned parallel to the phantom wall.....	85
Figure E.4 – Measured and simulated electric field distributions in the measurement plane 25 mm away from the phantom boundary with flat-spiral-type WPT system positioned parallel to the phantom wall.....	86
Figure E.5 – 10 g averaged SAR obtained by measurement, and extrapolation and MoM-derived 10 g averaged SAR.....	86
Figure G.1 – Field components on voxel edges	95
Figure H.1 – Coordinate system and angles	102
Figure I.1 – Example for regions of protection, for ground mounted systems (vehicle) [78]	107
Figure I.2 – Example for regions of protection, for ground mounted systems (using vehicle mimic plate)	108
Figure I.3 – Flowchart for EV and vehicle mimic plate assessment (direct effect).....	109
Figure I.4 – Region 2 measurement positions (WPT)	110
Figure I.5 – Region 3 measurement positions	111
Figure I.6 – Region 2 measurement positions of vehicle mimic plate (WPT).....	112
Figure I.7 – Region 3 measurement positions of vehicle mimic plate (WPT).....	113
Figure I.8 – Flowchart for EV use and vehicle mimic plate assessment (contact currents).....	114
Figure I.9 – Configuration example of contact current with grounded condition: (1) with vehicle.....	116
Figure I.10 – Configuration example of contact current with grounded condition: (2) with vehicle mimic plate	116
Figure I.11 – Configuration example of contact current with ungrounded condition: (1) with vehicle	118
Figure I.12 – Configuration example of contact current with ungrounded condition: (2) with vehicle mimic plate	119
Figure I.13 – EMF measurement for heavy duty vehicle: top view.....	120
Figure I.14 – EMF measurement for heavy duty vehicle: side view	120
Figure I.15 – Measurement points on the inside floor of WPT bus	121
Figure I.16 – Measurement position	123
Figure J.1 – EMF test of an electric bus (2015 August 7, Sejong City).....	126
Figure J.2 – Test result 1 from side-view	127
Figure J.3 – Geometry and measurement position of WPT system for RPA	128

Figure J.4 – Measured magnetic field strength.....	129
Figure J.5 – Measured and computed magnetic field strength	129
Figure J.6 – Measurement system for the magnetic near-field of WPT systems [83]	133
Figure J.7 – Schematic view and picture of the fabricated magnetic-field probes [83]	133
Figure J.8 – Schematic view (left) and picture (right) of WPT systems [83]	135
Figure J.9 – Exposure conditions for WPT coils [83]	135
Figure J.10 – Amplitude and phase distributions of magnetic fields measured near WPT systems without (w/o) and with (w/) ferrite tiles [83].....	136
Figure J.11 – Distribution of the internal electric field strength with adult male model for an input power of 7,7 kW [83].....	137
Figure J.12 – WPT system operating at 6,78 MHz.....	138
Figure J.13 – SAR distribution on a plane at 25 mm from the bottom of the phantom	138
Figure K.1 – Test side consideration drawing	141
Figure K.2 – Positioning of the phantom and the DUT WPT for determining the detection sensor triggering distance, an example of charging an electric vehicle with a WPT system	141
Table 1 – List of symbols used in the formulas of 5.2.4.2 and 5.2.4.3	24
Table 2 – Dielectric properties of the tissue-equivalent medium liquid	35
Table 3 – Dielectric properties of the tissue-equivalent medium NaCl solution of 0,074 mol/L	35
Table 4 – Computational methods	39
Table 5 – Example of uncertainty evaluation of the the E-field and H-field exposure assessment using measurement methods	43
Table 6 – Example of uncertainty evaluation of computational methods.....	47
Table 7 – Example of uncertainty evaluation of the exposure assessment combining measurements and computational methods	51
Table B.1 – EM field generation setups for probe and sensor calibrations	58
Table B.2 – Main components of H-field and E-field generation setups for frequency response calibration.....	60
Table B.3 – Template for uncertainty in frequency response calibration.....	61
Table B.4 – Main components of H-field generation setup for dynamic range calibration.....	62
Table B.5 – Template for uncertainty in H-field dynamic range calibration	62
Table B.6 – Main components of E-field generation setup for frequency response calibration.....	64
Table B.7 – Template for uncertainty in E-field frequency response calibration.....	64
Table B.8 – Main components of E-field generation setup for dynamic range calibration	65
Table B.9 – Template for the uncertainty of the E-field dynamic range	66
Table B.10 – Template for uncertainty of the H-field gradient verification	68
Table B.11 – Uncertainty template for evaluation of average internal electric field produced by short dipole antenna via transmit antenna factor	72
Table E.1 – Measurement uncertainty of 10 g averaged SAR	87
Table H.1 – Interpolation and superposition of vector field components for loop currents I and phase offsets ξ	103

Table J.1 – Computed coupling factor k_L	130
Table J.2 – Evaluation results using coupling factor k_L	130
Table J.3 – Evaluation results using coupling factor k_G	131
Table J.4 – Computational results of current density (J), internal electric field (E), and spatial peak 10 g average SAR ($SAR_{10\text{ g}}$)	132

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

ASSESSMENT METHODS OF THE HUMAN EXPOSURE TO ELECTRIC AND MAGNETIC FIELDS FROM WIRELESS POWER TRANSFER SYSTEMS – MODELS, INSTRUMENTATION, MEASUREMENT AND COMPUTATIONAL METHODS AND PROCEDURES (FREQUENCY RANGE OF 3 kHz TO 30 MHz)

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 document(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.

IEEE Standards documents are developed within IEEE Societies and subcommittees of IEEE Standards Association (IEEE SA) Board of Governors. IEEE develops its standards through an accredited consensus development process, which brings together volunteers representing varied viewpoints and interests to achieve the final product. IEEE standards are documents developed by volunteers with scientific, academic, and industry-based expertise in technical working groups. Volunteers involved in technical working groups are not necessarily members of IEEE or IEEE SA and participate without compensation from IEEE. While IEEE administers the process and establishes rules to promote fairness in the consensus development process, IEEE does not independently evaluate, test, or verify the accuracy of any of the information or the soundness of any judgments contained in its standards.

IEC collaborates closely with IEEE in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations. This Dual Logo International Standard was jointly developed by the IEC and IEEE under the terms of that agreement.

- 2) The formal decisions 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. The formal decisions of IEEE on technical matters, once consensus within IEEE Societies and Standards Coordinating Committees has been reached, is determined by a balanced ballot of materially interested parties who indicate interest in reviewing the proposed standard. Final approval of the IEEE standards document is given by the IEEE Standards Association (IEEE SA) Standards Board.
- 3) IEC/IEEE Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees/IEEE Societies in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC/IEEE Publications is accurate, IEC or IEEE 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 (including IEC/IEEE Publications) transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC/IEEE Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC and IEEE do not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC and IEEE are 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 IEEE or their directors, employees, servants or agents including individual experts and members of technical committees and IEC National Committees, or volunteers of IEEE Societies and the Standards Coordinating Committees of the IEEE Standards Association (IEEE SA) Standards Board, 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/IEEE Publication or any other IEC or IEEE 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 implementation of this IEC/IEEE Publication may require use of material covered by patent rights. By publication of this standard, no position is taken with respect to the existence or validity of any patent rights in connection therewith. IEC or IEEE shall not be held responsible for identifying Essential Patent Claims for which a license may be required, for conducting inquiries into the legal validity or scope of Patent Claims or determining whether any licensing terms or conditions provided in connection with submission of a Letter of Assurance, if any, or in any licensing agreements are reasonable or non-discriminatory. Users of this standard are expressly advised that determination of the validity of any patent rights, and the risk of infringement of such rights, is entirely their own responsibility.

IEC/IEEE 63184 was prepared by IEC technical committee 106: Methods for the assessment of electric, magnetic and electromagnetic fields associated with human exposure, in cooperation with International Committee on Electromagnetic Safety (ICES) of the IEEE Standards Association, under the IEC/IEEE Dual Logo Agreement between IEC and IEEE. It is an International Standard.

This document is published as an IEC/IEEE Dual Logo standard.

The text of this International Standard is based on the following IEC documents:

Draft	Report on voting
106/669/FDIS	106/685/RVD

Full information on the voting for its approval can be found in the report on voting indicated in the above table.

The language used for the development of this International Standard is English.

This document was drafted in accordance with the rules given in the ISO/IEC Directives, Part 2, available at www.iec.ch/members_experts/refdocs. The main document types developed by IEC are described in greater detail at www.iec.ch/publications/.

This first edition of IEC/IEEE 63184 cancels and replaces the first edition of IEC PAS 63184 published in 2021. This edition constitutes a technical revision.

This edition includes the following significant technical changes with respect to the previous edition:

- a) lower frequency bound changed from 1 kHz to 3 kHz;
- b) clarified contact currents as indirect effects in assessment procedures;
- c) in measurement methods applied the formulas of SAR and internal electric field;
- d) in computational assessment methods added specifications for averaging of current density and internal E-field;
- e) updated uncertainty of computational methods;
- f) introduced test reporting contents guidance.

The IEC Technical Committee and IEEE Technical Committee have decided that the contents of this document will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC website under webstore.iec.ch in the data related to the specific document. At this date, the document will be

- reconfirmed,
- withdrawn, or
- revised.

INTRODUCTION

The wireless power transmission systems described in the scope of this document require particularly developed procedures and protocols for the assessment of human exposure. Such systems are increasingly being implemented in a wide range of applications at different frequency ranges from consumer electronics (e.g. mobile phones, tablet PCs) to automotive (electric vehicles). Human exposure to electric and magnetic fields is limited to avoid established adverse health effects, including electrostimulation of nervous tissues and thermal effects, as well as contact currents. A published ITU-R report (ITU-R SM.2303-3 [1]¹) on WPT systems specifies RF exposure assessment methodologies, yet no definitive assessment method was introduced. An exposure assessment method of WPT for EV charging systems was specified in IEC 61980-3:2022 [2]; however, there are currently no other detailed product standards related to WPT systems. Because WPT systems will continue to become ubiquitous in a multitude of applications in the future, IEC and IEEE established a joint working group to address WPT system assessment methods related to human exposures to electric, magnetic, and electromagnetic fields.

In this document, the basic methods to assess both direct and indirect effects of exposure to WPT systems, case studies, and relevant research are specified. These methods mainly focus on frequencies between 3 kHz and 30 MHz and consider both electrostimulation and thermal effects. Future editions will consider extended guidance for assessments of exposure from capacitive WPT systems.

¹ Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

ASSESSMENT METHODS OF THE HUMAN EXPOSURE TO ELECTRIC AND MAGNETIC FIELDS FROM WIRELESS POWER TRANSFER SYSTEMS – MODELS, INSTRUMENTATION, MEASUREMENT AND COMPUTATIONAL METHODS AND PROCEDURES (FREQUENCY RANGE OF 3 kHz TO 30 MHz)

1 Scope

The objective of this document is to specify methods to assess human exposure to electromagnetic fields generated by stationary wireless power transfer (WPT) in terms of specific absorption rate (SAR), internal electric fields² or current density, and contact currents. The frequency range covered by this document is from 3 kHz to 30 MHz. This document focuses on exposures from inductive WPT systems and specifies:

- general compliance assessment procedures;
- measurement methods;
- computational assessment methods;
- assessment combining measurement and computational methods.

This document does not consider the immunity of cardiac implantable electrical devices to radiated disturbances from WPT systems.

2 Normative references

The following documents are referred to in the text in such a way that some or all of their content constitutes requirements of this document. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

IEC 61786-1:2013, *Measurement of DC magnetic, AC magnetic and AC electric fields from 1 Hz to 100 kHz with regard to exposure of human beings – Part 1: Requirements for measuring instruments*

IEC 61786-1:2013/AMD1:2024

IEC 61786-2:2014, *Measurement of DC magnetic, AC magnetic and AC electric fields from 1 Hz to 100 kHz with regard to exposure of human beings – Part 2: Basic standard for measurements*

IEC/IEEE 62209-1528:2020, *Measurement procedure for the assessment of specific absorption rate of human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices – Part 1528: Human models, instrumentation, and procedures (Frequency range of 4 MHz to 10 GHz)*

IEC/IEEE 62704-1:2017, *Determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human body from wireless communications devices, 30 MHz to 6 GHz – Part 1: General requirements for using the finite difference time-domain (FDTD) method for SAR calculations*

² Internal electric field is associated with exposure assessments of nerve stimulation effects; further information is available in e.g. [5].

IEC/IEEE 62704-4:2020, *Determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human body from wireless communications devices, 30 MHz to 6 GHz – Part 4: General requirements for using the finite element method for SAR calculations*

3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the following terms and definitions apply.

ISO, IEC, and IEEE maintain terminology databases for use in standardization at the following addresses:

- IEC Electropedia: available at <https://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: available at <https://www.iso.org/obp>
- IEEE Dictionary Online: available at <http://dictionary.ieee.org>

3.1

exposure

<of a body> situation that occurs wherever a person is subjected to electric, magnetic, or electromagnetic fields

3.2

basic restriction

BR

maximum permissible field level induced in the body of a person exposed to electric, magnetic or electromagnetic fields below which established adverse health effects are assumed not to occur

Note 1 to entry: Examples of basic restrictions can be found in International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) Guidelines [3], [4], [5] and in Annex II of the European Union (EU) Council Recommendation 1999/519/EC [6].

Note 2 to entry: Documents issued by the IEEE ICES TC 95, such as [7] and [8], refer to the basic restrictions as dosimetric reference limits (DRL).

Note 3 to entry: European Union (EU) Directive 2013/35/EU [9] refers to basic restrictions as "exposure limit values" (ELVs), i.e. "values established on the basis of biophysical and biological considerations, in particular on the basis of scientifically well-established short-term and acute direct effects, i.e. thermal effects and electrical stimulation of tissues."

3.3

reference level

maximum permissible level of the incident electric, magnetic, or electromagnetic fields below which the basic restrictions are assumed not to be exceeded

Note 1 to entry: Examples of reference levels can be found in ICNIRP Guidelines [3], [4], [5] and in Annex II of the European Union (EU) Council Recommendation 1999/519/EC [6].

Note 2 to entry: Documents issued by the IEEE ICES TC 95, such as [7] and [8], refer to the reference levels as exposure reference levels (ERL).

Note 3 to entry: European Union (EU) Directive 2013/35/EU [9] refers to reference levels as "action levels (ALs)," i.e. "operational levels established for the purpose of simplifying the process of demonstrating the compliance with relevant ELVs or, where appropriate, to take relevant protection or prevention measures specified in this Directive."

3.4

direct effect

biological effect resulting from exposure of the body to electric, magnetic, or electromagnetic fields without interaction with a conducting object

3.5**indirect effect**

effect caused by the presence of an object or a substance in an electromagnetic field, which might present a safety or health hazard

3.6**incident field**

field that corresponds to the field that would have been present in the absence of an exposed person or phantom

Note 1 to entry: In some documents, the incident field is called an unperturbed field or environmental field.

3.7**coupling factor**

factor to conservatively convert an incident field level into an induced field level

Note 1 to entry: Generally, coupling factors are determined by evaluating the correlation between incident and induced fields for a large number of exposure configurations.

3.8**coverage factor**

factor that is applied in a physical relation to conservatively compensate for effects that are not considered in the formulation of the relation itself and would lead to an overly complicated formulation if evaluated accurately

3.9**electric field strength**

vector field quantity E which exerts on any charged particle at rest a force F equal to the product of E and the electric charge Q of the particle:

$$F = QE$$

[SOURCE: IEC 60050-121:1998 [10], 121-11-18]

3.10**internal electric field**

E_{ind}

<in a body> internal electric field induced inside the body as a result of exposure to electric, magnetic, or electromagnetic fields

3.11**peak internal electric field**

pE_{ind}

peak instantaneous internal electric field induced inside the body as a result of exposure to electric, magnetic, or electromagnetic fields that is the maximum local, maximum cube averaged (cube length 2 mm) E-field or maximum line averaged (5 mm) E-field

3.12**peak instantaneous internal electric field**

$pE_{\text{ind,inst}}$

maximum internal electric field in time-domain for modulated signals calculated by the multiplication of pE_{ind} with the square root of the peak-to-average ratio

3.13**magnetic field strength**

vector quantity obtained at a given point by subtracting the magnetization M from the magnetic flux density B divided by the magnetic constant μ_0

[SOURCE: IEC 60050-121:1998 [10], 121-11-56, modified – The symbol, formula and Notes to entry have been deleted.]

3.14

magnetic flux density

vector field quantity $\mathbf{B}$ which exerts on any charged particle having velocity $\mathbf{v}$ a force $\mathbf{F}$ equal to the product of the vector product $\mathbf{v} \times \mathbf{B}$ and the electric charge Q of the particle:

$$\mathbf{F} = Q \mathbf{v} \times \mathbf{B}$$

Note 1 to entry: The divergence of $\mathbf{B}$ is zero at all points:

$$\text{div } \mathbf{B} = 0$$

Note 2 to entry: The magnetic flux density $\mathbf{B}$ is sometimes called magnetic field, risking confusion with the magnetic field strength $\mathbf{H}$.

[SOURCE: IEC 60050-121:1998 [10], 121-11-19]

3.15

contact current

<for human body> current flowing between the body and an object at a different electric potential (i.e. when either the body or the object is charged by an EMF)

Note 1 to entry: This is the localized current flow into the body, usually the hand, for a light brushing contact.

[SOURCE: ICNIRP 1998 [4]]

3.16

current density

amount of current per unit cross-section area

Note 1 to entry: Current density is related to the internal electric field by Ohm's Law:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$$

where σ is the electrical conductivity of the medium.

[SOURCE: ICNIRP 1998 [4]]

3.17

specific absorption rate

SAR

measure of the rate at which energy is absorbed by the human body when exposed to a radio frequency electromagnetic field

Note 1 to entry: The SAR in the tissue or tissue-equivalent medium can be determined by the rate of temperature increase or by E-field measurements, according to the following formulas:

$$SAR = c_h \left. \frac{\partial T}{\partial t} \right|_{t=0}$$

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho}$$

where

SAR is the specific absorption rate in watts per kilogram (W/kg);

E is the RMS value of the electric field strength in the tissue medium in volts per metre (V/m);

σ is the electrical conductivity of the tissue medium in siemens per metre (S/m);

ρ is the mass density of the tissue medium in kilograms per cubic metre (kg/m³);

c_h is the specific heat capacity of the tissue medium in joules per kilogram per kelvin, J/(kg K);

$\left. \frac{\partial T}{\partial t} \right|_{t=0}$ is the initial time derivative of temperature in the tissue medium in kelvin per second (K/s).

[SOURCE: IEC/IEEE 62209-1528:2020, 3.51]

3.18

peak spatial-average SAR

psSAR

maximum average SAR within a local region based on a specific averaging volume or mass

Note 1 to entry: Typical averaging masses are 1 g or 10 g of tissue.

Note 2 to entry: The shape of the averaging volume is cubic as specified in [3] and [8].

3.19

magnitude

<of a vector> for any vector U , non-negative scalar, usually denoted by $|U|$, equal to the non-negative square root of the scalar product or, in the case of a complex vector, of the Hermitian product of the vector by itself

[SOURCE: IEC 60050-102:2008 [11], 102-03-23, modified – The Notes to entry have been deleted.]

3.20

gradient

vector ∇f associated at each point of a given space region with a scalar f , having a direction normal to the surface on which the scalar field has a constant value, in the sense of increasing value of f , and a magnitude equal to the absolute value of the derivative of f with respect to distance in this normal direction

Note 1 to entry: The scalar f can refer to a component of a vector field.

[SOURCE: IEC 60050-102:2008 [11], 102-05-19, modified – Note 1 to entry has been replaced; Notes 2 and 3 to entry have been deleted.]

3.21

phantom

physical model with an equivalent human anatomy and comprised of a tissue-equivalent medium with dielectric properties specified in this document

[SOURCE: IEC/IEEE 62209-1528:2020, 3.39]

3.22

complex relative permittivity

<under sinusoidal conditions in a medium> complex quantity $\underline{\varepsilon}_r$ that linearly relates the electric flux density and the electric field strength

$$\underline{D} = \varepsilon_0 \underline{\varepsilon}_r \underline{E}$$

where

$\underline{D}$ is the electric flux density phasor,

$\underline{E}$ is the electric field strength phasor;

ε_0 is the dielectric permittivity of free space

Note 1 to entry: The complex relative permittivity is generally frequency dependent. For an isotropic medium the complex relative permittivity is a scalar; for an anisotropic medium it is a tensor.

Note 2 to entry: Generally $\underline{\varepsilon}_r$ is expressed as $\underline{\varepsilon}_r = \varepsilon'_r - j\varepsilon''_r$ where ε'_r is the real relative permittivity and ε''_r is the dielectric loss index. In the context of this document, it represents the conductivity of free charges in the exposed tissue or tissue-equivalent medium $\sigma = \omega \varepsilon_0 \varepsilon''_r$.

[SOURCE: IEC 60050-121:2019 [10], 121-12-14, modified – reworded definition for replacing the term in context.]

3.23

device under test

DUT

device that is tested in accordance with the procedures specified in this document

3.24

post-processing

computation of physical quantities based on the reading of the results of a measurement or on the output of computational software

Note 1 to entry: Examples of the computation are the conversion of currents or voltages obtained from a calibrated probe into electric field strength or magnetic field strength or the averaging of field quantities, e.g. the local SAR distribution for assessment of psSAR.

3.25

wireless power transfer

WPT

transmission of electrical energy by electric, magnetic, or electromagnetic fields without wire or cable connection between the energy source and the load for wireless charging

4 Symbols and abbreviated terms

4.1 Physical quantities

The internationally accepted SI units are used throughout this document.

Symbol	Quantity	Unit	Dimensions
B	Magnetic flux density	tesla	T
c_h	Specific heat capacity	joule per kilogram per kelvin	J/(kg K)
E	Electric field strength	volt per metre	V/m
f	Frequency	hertz	Hz
H	Magnetic field strength	ampere per metre	A/m
J	Current density	ampere per square metre	A/m ²
P	Average (temporal) absorbed power	watt	W
T	Temperature	kelvin	K
ε	Permittivity	farad per metre	F/m
λ	Wavelength	metre	m
σ	Electric conductivity	siemens per metre	S/m

NOTE In this document temperature is quantified in degrees Celsius, as defined by: $T(^{\circ}\text{C}) = T(\text{K}) - 273,15 \text{ K}$.

4.2 Constants

Symbol	Physical constant	Magnitude
η_0	Intrinsic impedance of free space	$120\pi \Omega$ or 377Ω
ε_0	Permittivity of free space	$8,854 \times 10^{-12} \text{ F/m}$
μ_0	Permeability of free space	$4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$
j	Imaginary unit	1

4.3 Abbreviated terms

BEM	boundary element method
B-field	magnetic flux density
BR	basic restriction
DRL	dosimetric reference limit
DUT	device under test
E-field	electric field strength
ERL	exposure reference level
EV	electric vehicle
FDFD	finite difference frequency domain
FDTD	finite difference time domain
FEM	finite element method
FIT	finite integration technique
GGSM	generic gradient source model
H-field	magnetic field strength
IM	impedance method
MFS	magnetic field source

MQS	magneto-quasi-static
MoM	method of moments
psSAR	peak spatial-average SAR
pE_{ind}	peak instantaneous internal electrical field
RF	radio frequency
RL	reference level
RMS	root mean square
RPA	remotely piloted aircraft
RSS	root sum square
SAR	specific absorption rate
SPFD	scalar potential finite difference
WPT	wireless power transfer (system)

5 Assessment procedures

5.1 General

Compliance assessment is to be carried out in terms of specific absorption rate (SAR), internal electric fields, or current density; and contact currents. Figure 1 presents a flowchart for the assessment procedure for evaluating both the direct effects (internal electric field, current density, or SAR) and contact currents of electromagnetic fields generated by WPT systems. The assessment methods for these quantities are different.

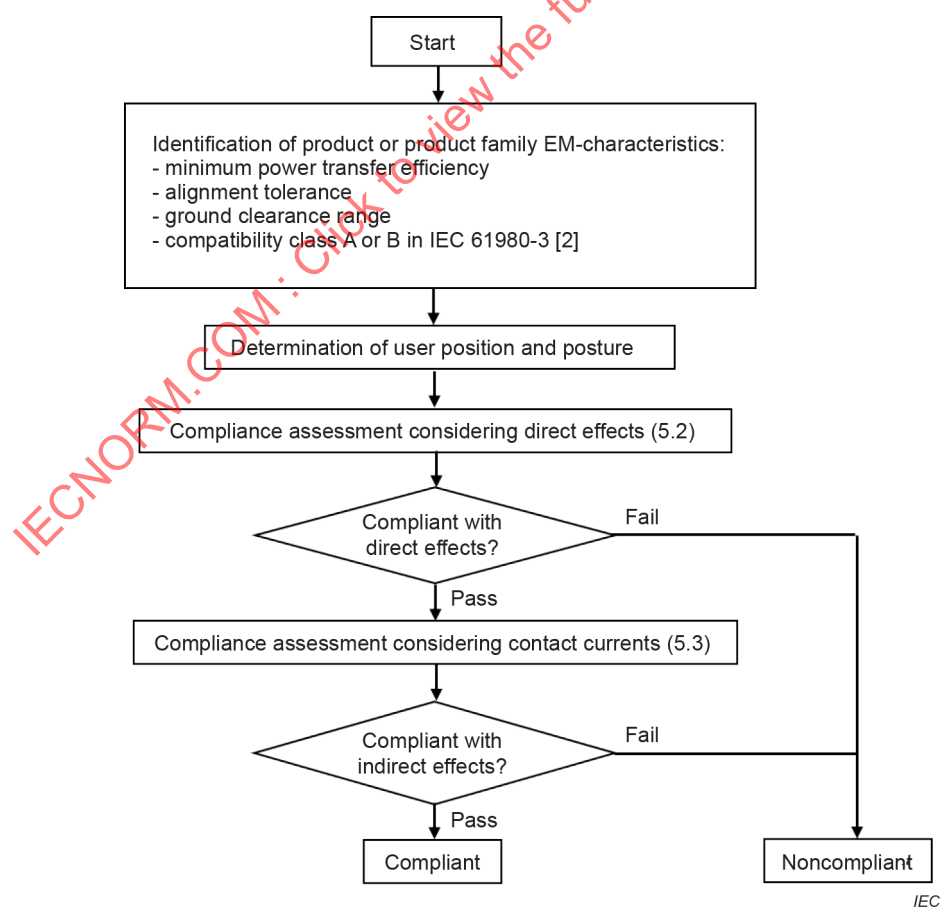


Figure 1 – Flowchart for the assessment procedure

5.2 Compliance assessment considering direct effects

5.2.1 General

Subclause 5.2 provides basic assessment methods considering the direct effects of electromagnetic fields [3], [4], [5], [8]. Evaluations are made in terms of either the incident fields or of the induced fields according to the averaging methods as specified in [3], [4], [5], [8]. This document specifies the implementation of appropriate averaging techniques (Annex G), and references to documents where these are specified. The following list and Figure 2 specify four tiers to assess exposure from WPT and demonstrate conformity with the basic restrictions or reference levels. Any of the four tiers may be selected. They require increasing technical effort and yield decreasing levels of conservativeness.

- Tier 1: The evaluation of the exposure based on coil current is straightforward but is the most conservative one (5.2.2). The Tier 1 method does not evaluate the exposure from the incident electric field.
- Tier 2: Assessment of the incident fields and comparison against reference levels is specified in 5.2.3.
- Tier 3: The incident magnetic fields can be applied to conservatively evaluate the induced fields for comparison with reference levels or basic restrictions using the gradient-source-based method specified in 5.2.4.
- Tier 4: Direct evaluation of the fields induced in the body or in a body phantom using measurement or computational methods is specified in 5.2.5.

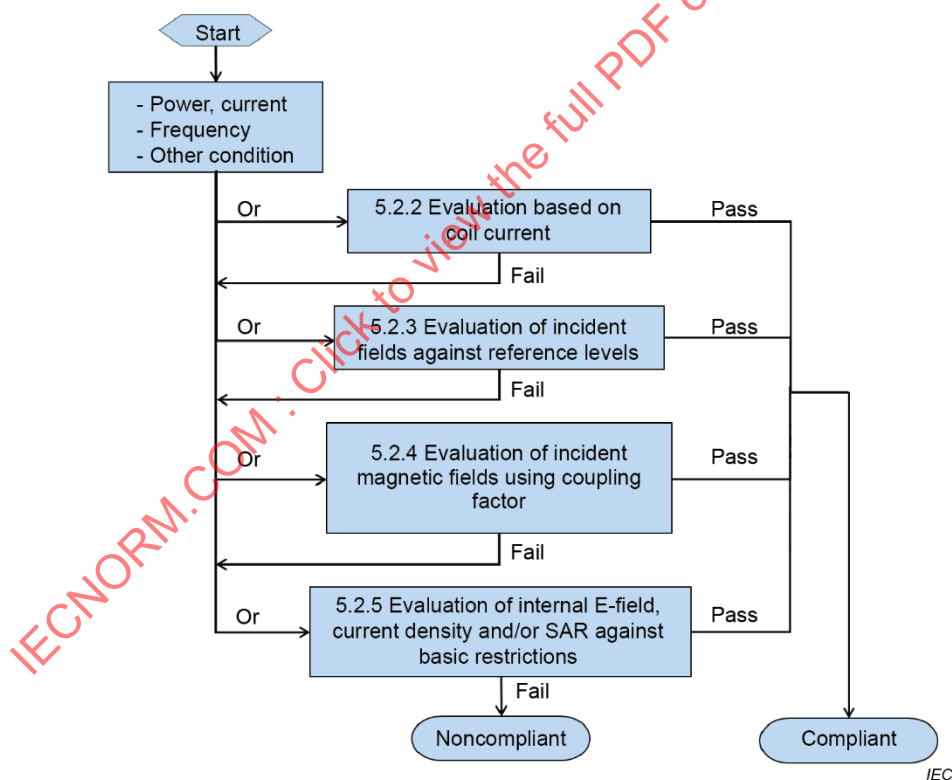


Figure 2 – Flowchart for the assessment procedure considering direct effects

5.2.2 Tier 1: Evaluation based on coil current

According to Clause A.1, the maximum permissible coil current I_{mp} can be approximated by evaluating the magnetic flux density of a circular coil at a fixed distance of 10 mm and comparing it against the reference level B_{RL} . For a circular coil with radius r , I_{mp} can be estimated using Formula (1):

$$I_{\text{mp}}(r) = \frac{2\pi d_0 B_{\text{RL}}}{\mu_0 n} e^{-\frac{r_0}{r}} \quad (1)$$

where

- r is the maximum coil radius (or half of the largest dimensions of non-circular coils);
- d_0 is the fixed distance of 10 mm at which the magnetic flux density is compared to B_{RL} ;
- B_{RL} is the reference level of magnetic flux density;
- μ_0 is the free space permeability, $4\pi \times 10^{-7}$ H/m;
- n is the number of turns of the coil;
- r_0 is a constant of 21,5 mm.

NOTE The value of r_0 was determined from a curve fit to the numerical solution of the Bio-Savart equation.

The measured coil current shall be less than the calculated I_{mp} .

The approximation of Formula (1) is conservative for fields in the plane of the coil outside its circumference if the diameter of the coil windings is smaller than d_0 . It cannot be applied within the circumference of the coil. Above and below the plane of the coil, the fields can be assumed to decay monotonically.

If it cannot be demonstrated that approximation of Formula (1) is conservative for the DUT or the evaluation distance is different from d_0 , then results in accordance with 5.2.2 are not valid even if the coil current is lower than the I_{mp} .

Because it can be shown that the B-field decays monotonically as a function of the distance from the coil for any coil radius r , results from Formula (1) can be regarded as conservative for distances from the coil larger than d_0 within the uncertainty of the applied approximation (Clause A.1).

Annex A provides additional information regarding exposure evaluations using approximations.

5.2.3 Tier 2: Evaluation of incident fields against reference levels

Both incident electric and magnetic field strengths are assessed at different distances including the closest distance, and in all directions where the DUT can operate near people. The assessment can be carried out using measurement or computational methods or basic calculations.

Depending on the applicable exposure guidelines:

- Above 100 kHz, the incident fields shall be spatially averaged.
- Below 100 kHz, incident fields can be averaged in space over the body or as specified in Annex I.
- Different reference averaging-time periods can be specified for proper assessment of the incident fields against reference levels.

NOTE 1 Additional details on when spatial averaging is permitted can be specified in the exposure guidelines or in national regulations.

NOTE 2 For example, Annex I and Annex J introduce an averaging method for WPT EV systems for persons standing next to the EV on a non-conductive ground. The method is based on the three point method introduced in [12], which shows that the approach is conservative for measurement distances larger than 20 cm and frequencies up to 100 kHz.

NOTE 3 In some exposure guidelines, the electric and magnetic field strengths are assessed with both an instantaneous (to prevent nerve stimulation) and six minutes reference averaging-time periods.

5.2.4 Tier 3: Evaluation of incident magnetic fields using coupling factor

5.2.4.1 General

The reference levels of electromagnetic fields are derived from the maximum coupling conditions between the fields and the human body, i.e. the maximum induced quantities in the human body exposed to the uniform electromagnetic fields.

Coupling factors for magnetic field exposure can be applied for the incident field to mitigate the over-estimation and still warrant conservativeness with respect to the basic restrictions, based on Formula (2).

$$QoI = k \times F \quad (2)$$

where

QoI is the quantity of interest to be compared in terms of the basic restrictions;

k is a generic coupling factor that shall be derived according to 5.2.4.2 for specific coil configurations and evaluation distances, or according to 5.2.4.3 for the generic gradient source model (GGSM);

F is the measured incident field at the location of the evaluation.

Two methods are specified in this document as options:

- the coupling factor k_L is estimated from localized exposure scenarios as specified in 5.2.4.2;
- the generally applicable coupling factor k_G is characterized with respect to the normalized incident magnetic field gradient at the location of the exposure evaluation by applying the GGSM method [13] (5.2.4.3).

NOTE The method specified in 5.2.4.2 uses coupling factors for the maximum induced current density, electric field, and SAR. The calculation results of coupling factors are listed in IEC TR 62905 [14]. The GGSM method specified in 5.2.4.3 specifies coupling factors for all basic restrictions of [3], [4], [5], and [8].

The methods of 5.2.4.2 or 5.2.4.3 can be applied only under the following conditions.

- a) The induced quantities such as internal electric field, current density, or SAR caused by incident electric fields are negligible compared to those induced by the incident magnetic fields.
- b) The whole-body average SAR is negligible compared to the local exposure limits, and the contribution of the psSAR or the internal electric field is dominant.
- c) Evaluation conditions such as frequency, field distribution, distance to human body, etc., are identical to those used in the derivation of the coupling factor. Otherwise the uncertainty due to the deviation shall be determined following the methodologies of [12], [15] for 5.2.4.2, and of [13] for 5.2.4.3.
- d) Quasi-static conditions (7.2) apply for the incident magnetic field.

In addition to the variables specified for Formula (2), descriptions of the symbols used in the formulas of 5.2.4.2 and 5.2.4.3 are consolidated in Table 1.

Table 1 – List of symbols used in the formulas of 5.2.4.2 and 5.2.4.3

Symbol	Description	Constant	Formula (#)
B_0	is a constant normalization magnetic flux density of 6,25 μT [5]	yes	(14)
B_1	is a constant normalization magnetic flux density of 2,04 μT [16]	yes	(15)
$B_{\text{inc, meas}}$	is the local magnetic flux density measured by a field probe or evaluated computationally	no	(12), (13)
B_{max}	is the maximum magnetic flux density in the absence of a person at a point inside the bounding box within which the person could be located	no	(3), (4), (5)
$B_{\text{max}}(G_n)$	is the maximum measured magnetic flux density at the human body surface when the field gradient is G_n	no	(6)
B_{RL}	is the applicable reference level of the magnetic flux density B or a fixed normalization value, e.g. B_0	yes	(3), (4), (5), (6), (12), (13)
c_3	constant = 1 m^{-1}	yes	(7), (8), (9), (10), (11)
E_{BR}	is the basic restriction of internal electric field strength	yes	(4), (12)
E_{max}	is the maximum internal electric field strength induced in the human body	no	(4)
F	is the measured incident field at the location of the evaluation	no	(2)
f_0	is a constant normalization frequency of 100 kHz	yes	(14), (15)
G_n	normalized local B-field gradient perpendicular to the skin surface of the exposed body	no	(6), (7), (8), (9), (10), (11)
$G_{n, \text{meas}}$	measured normalized local B-field gradient	no	(12), (13), (14), (15)
J_{BR}	is the basic restriction of current density	yes	(3), (13)
J_{max}	is the maximum current density induced in the human body	no	(3)
k	is a generic coupling factor that shall be derived according to 5.2.4.2 for specific coil configurations and evaluation distances, or according to 5.2.4.3 for the generic gradient source model (GGSM)	yes	(2)
$k(G_{n, \text{meas}})$	is the value of the coupling factor calculated for the specific gradient $G_{n, \text{meas}}$	yes	(12), (13)
$k_{B, 10\text{g}}$	is the low frequency magnetic flux density coupling coefficient for psSAR10g, 2×10^{-4}	yes	(14)
$k_{B, 1\text{g}}$	is the low frequency magnetic flux density coupling coefficient for psSAR1g, $4,6 \times 10^{-5}$	yes	(15)
$k_{G, E; \text{line}}$	coupling factor for induced E-field averaged over a line of 5 mm	yes	(8)
$k_{G, E; \text{cube}}$	coupling factor for induced E-field averaged over a cube of 8 mm^3	yes	(7)

Symbol	Description	Constant	Formula (#)
$k_{G,e; \text{ circle}}$	coupling factor for current density averaged over an area of 1 cm ²	yes	(9)
$k_{G,psSAR10g}$	coupling factor for peak spatial SAR averaged over a cube of 10 g	yes	(10), (14)
$k_{G,psSAR1g}$	coupling factor for peak spatial SAR averaged over a cube of 1 g	yes	(11), (15)
QoI	is the quantity of interest to be compared to the basic restrictions	no	(2)
QoI_{BR}	is the basic restriction of the induced metric QoI	yes	(6)
$QoI_{\max}(G_n)$	represents the maximum of the induced quantity of interest (electric field strength, current density, or SAR) in the body when the field gradient is G_n	no	(6)
SAR_{BR}	is the basic restriction for psSAR	yes	(5), (14), (15)
$SAR_{\max}$	is the maximum psSAR induced in the human body	no	(5)

5.2.4.2 Coupling factor k_L based on the analysis of localized exposure scenarios

The coupling factor for the current density $k_{L,J}$ is determined using Formula (3).

$$k_{L,J} = \frac{J_{\max}/B_{\max}}{J_{BR}/B_{RL}} \quad (3)$$

where the symbols are specified in Table 1 of 5.2.4.1.

NOTE 1 The coupling factor was originally introduced for exposure assessments in low frequencies in IEC TR 62905:2018 [14], IEC 62226-2-1 [17] and IEC 62311:2007 [18], then amended in IEC 62233 [19].

Using this coupling factor, the measured magnetic field strength, multiplied by the coupling factor, is directly compared to the reference level.

The concept of exposure assessment using coupling factor is expanded to the internal electric field and SAR with Formula (4) and Formula (5) ([12], [15]).

$$k_{L,E} = \frac{E_{\max}/B_{\max}}{E_{BR}/B_{RL}} \quad (4)$$

$$k_{L,SAR} = \frac{\sqrt{SAR_{\max}}/B_{\max}}{\sqrt{SAR_{BR}}/B_{RL}} \quad (5)$$

where the symbols are specified in Table 1 of 5.2.4.1.

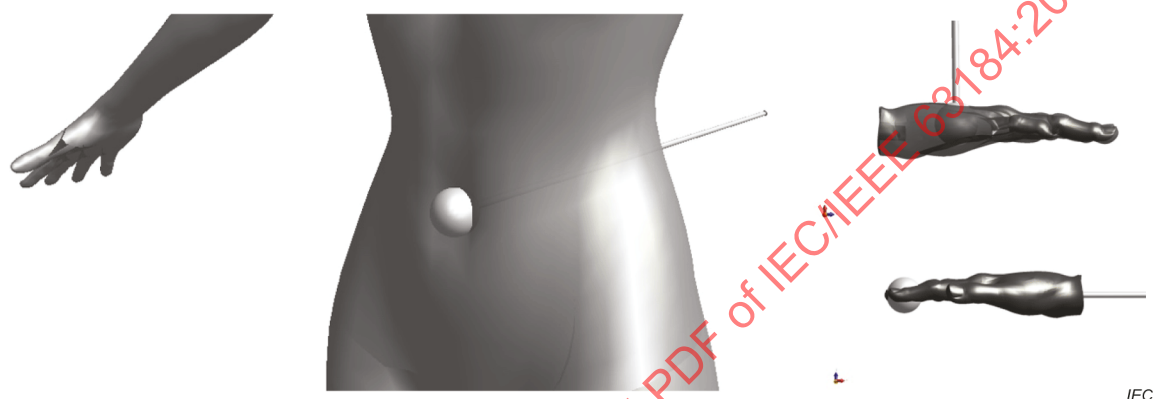
E_{BR} and B_{RL} depend on frequency. The coupling factor k_L is multiplied by the measured magnetic fields to consider the effects of field non-uniformity. Conservative coupling factors k_L are typically determined by simulation with the ratio of the induced quantities to the incident magnetic field ([12], [15]), e.g. for a specific frequency, field distribution, distance to human body and for different anatomies. Based on such an evaluation, conservative values of the coupling factors can be derived, the uncertainty of which shall be estimated and documented following the methodology applied in [12], [15]. Appropriate methods for the computational modelling of the coil and the exposed person are specified in Clause 7.

NOTE 2 See also Annex F and Annex G. Annex H specifies procedures for validation of the computational results.

Exposure in terms of the internal electric field strength, current density, or psSAR is then assessed by comparing the multiplied value to the reference level of the magnetic fields only.

5.2.4.3 Coupling factor k_G based on the GGSM method

A generally applicable coupling factor $k_G(G_n)$ is introduced using the GGSM of [13] to mitigate over-estimation by incident magnetic field assessment in strong field gradients that are common in the vicinity of WPT systems. The method is conservative for real sources because the coupling factors are derived from a 2D gradient model, whereas real sources have gradients in 3D. However, it requires evaluation of both the local field amplitude and the local gradient in the normal direction with respect to the exposed body, as indicated in Figure 3.



NOTE In each view the sphere with attached shaft symbolizes example locations of a field probe to measure the field amplitude for evaluating the gradient at the reference location (body surface).

Figure 3 – The gradient G_n is determined at the surface and normal to the surface, i.e. in the direction of the axis shown

The method applies the following quantities of the incident magnetic field at the location of the exposed body:

- frequency;
- magnetic flux density (B_{xyz}) at the skin surface of the exposed body;
- normalized local B-field gradient G_n (T/m/T) perpendicular to the skin surface of the exposed body.

NOTE 1 Because the coupling factors only depend on the spatial properties of the incident magnetic field and not on its amplitude, they are given for the field gradient normalized to the local field amplitude and expressed in units of T/m/T.

The GGSM coupling factors have been determined for a wide range of 2D gradients (i.e. uniform in one direction) from a generic magnetic field source comprised of two parallel line currents with equal amplitudes but 180° phase difference and different separation distances as specified in [13]. This source has a magnetic flux density B and a normalized B-field gradient G_n that depend on a position relative to the GGSM source and the magnitude of the source current. The fields induced in the exposed body are normalized to the maximum B-field amplitude and normalized B-field gradient at the skin surface. Based on a large-scale computational study including human body models of different ages, heights, and weights [13], worst-case exposure conditions (i.e. the highest induced field quantities) were determined for each normalized B-field gradient and frequency analysed. The coupling factors $k_G(G_n)$ are determined using Formula (6):

$$k_{G,QoI} = \frac{QoI_{\max}(G_n)/B_{\max}(G_n)}{QoI_{BR}/B_{RL}} \quad (6)$$

where the symbols are specified in Table 1 of 5.2.4.1.

NOTE 2 The coupling factors were determined for the heterogeneous models of the Virtual Population (ViP) ([20], [21]) and can be regarded as conservative, i.e. they already include the enhancement factors caused by tissue boundaries.

The coupling factors of each specific induced metric specified in Annex G according to the guidelines, i.e. [3], [4], and [5], are expressed by physics-based approximations as functions of the gradient of the magnetic flux density, i.e. Formula (7), Formula (8), Formula (9), Formula (10), and Formula (11):

$$k_{G,E; \text{cube}}(G_n) = \frac{1}{\left[1 + 6,5 \times 10^{-6} \times (G_n/c_3)^{5,8}\right]^{(1/5,8)}} \quad (7)$$

$$k_{G,E; \text{line}}(G_n) = \frac{1}{\left[1 + 4 \times 10^{-11} \times (G_n/c_3)^{6,6}\right]^{(1/6,6)}} \quad (8)$$

$$k_{G,J; \text{circle}}(G_n) = \frac{1}{\left[1 + 4 \times 10^{-3} \times (G_n/c_3)^{2,9}\right]^{(1/2,9)}} \quad (9)$$

$$k_{G,\text{psSAR } 10 \text{ g}}(G_n) = \left(\frac{1}{\left[1 + 2 \times 10^{-1} \times (G_n/c_3)^{1,2}\right]^{(1/1,2)}} \right)^2 \quad (10)$$

$$k_{G,\text{psSAR } 1 \text{ g}}(G_n) = \left(\frac{1}{\left[1 + 2,5 \times 10^{-1} \times (G_n/c_3)^{1,1}\right]^{(1/1,1)}} \right)^2 \quad (11)$$

where the symbols are specified in Table 1 of 5.2.4.1.

The trend of the approximation formulas as a function of the gradient is shown in Figure 4. The method has been analytically verified (see Appendix of [13]). For any other specific induced metrics or basic restrictions, the process specified in [13] shall be repeated.

To assess exposure in terms of the basic restrictions, the magnetic flux density (B_{meas}) and the normalized field gradient ($G_{n,\text{meas}}$) of the DUT are evaluated at any closest accessible location from the source using equipment that provides both values, or that measures the field using a magnetic vector-field meter at separate locations and derives the gradient vectors of the vector field components of the magnetic field. Here the measured magnetic field gradient is determined at the reference location according to Figure 3.

The internal electric field, current density and SAR can then be predicted by Formula (12), Formula (13), Formula (14), and Formula (15) [13]:

$$E = k_{G,E} (G_{n,\text{meas}}) \times E_{\text{BR}} \times \frac{B_{\text{inc,meas}}}{B_{\text{RL}}} \quad (12)$$

$$J = k_{G,J} (G_{n,\text{meas}}) \times J_{\text{BR}} \times \frac{B_{\text{inc,meas}}}{B_{\text{RL}}} \quad (13)$$

$$psSAR_{10g} = k_{G,psSAR10g} (G_{n,\text{meas}}) \times SAR_{\text{BR}} \times \left(\frac{B_{\text{inc,meas}}}{B_0} \right)^2 \times \left(\frac{f}{f_0} \right)^2 \times k_{B,10g} \quad (14)$$

$$psSAR_{1g} = k_{G,psSAR1g} (G_{n,\text{meas}}) \times SAR_{\text{BR}} \times \left(\frac{B_{\text{inc,meas}}}{B_1} \right)^2 \times \left(\frac{f}{f_0} \right)^2 \times k_{B,1g} \quad (15)$$

where the symbols are specified in Table 1 of 5.2.4.1.

The formulas presented in this 5.2.4.3, together with Figure 4, quantify the reduction of the induced field quantities in the presence of a magnetic gradient field with a coupling factor k of less than 1.

NOTE 3 An example is a case of two magnetic field sources that operate at an identical frequency and whose magnetic fields at the measurement point are equal. One of them has a uniform magnetic field distribution ($G_n = 0$), and the magnetic field gradient of the other one is different from zero (the magnetic field decreases in the direction of the human body). In both cases, E_{BR} , B_{RL} , and $B_{\text{inc,meas}}$ are the same, but $k_{G,E} = 1$ for the uniform field and $k_{G,E} < 1$ for the field with gradient. This makes the induced electric field E of the non-zero-gradient smaller than that of the no-gradient case.

NOTE 4 For large field gradients, results of Formula (7) through Formula (11) approach zero. This can be explained as that the fields inside the volume of the body being exposed approach zero as the gradient approaches infinity.

The method may be applied using the following steps:

- determine the incident B-field at all locations at which a body can be exposed to the field of the source and determine the lowest gradient that is normal to the surface of the body (see Figure 3);
- compute the maximum induced fields according to Formula (12), Formula (13), Formula (14), and Formula (15) for all locations.

If the maximum induced field is lower than the applicable basic restriction, the source is compliant.

For the application of this method the conditions listed in 5.2.4.1 shall apply. An additional condition is that the incident magnetic field is dominated by a single source. For conditions different from these, the uncertainty should be determined following the methodology of [13].

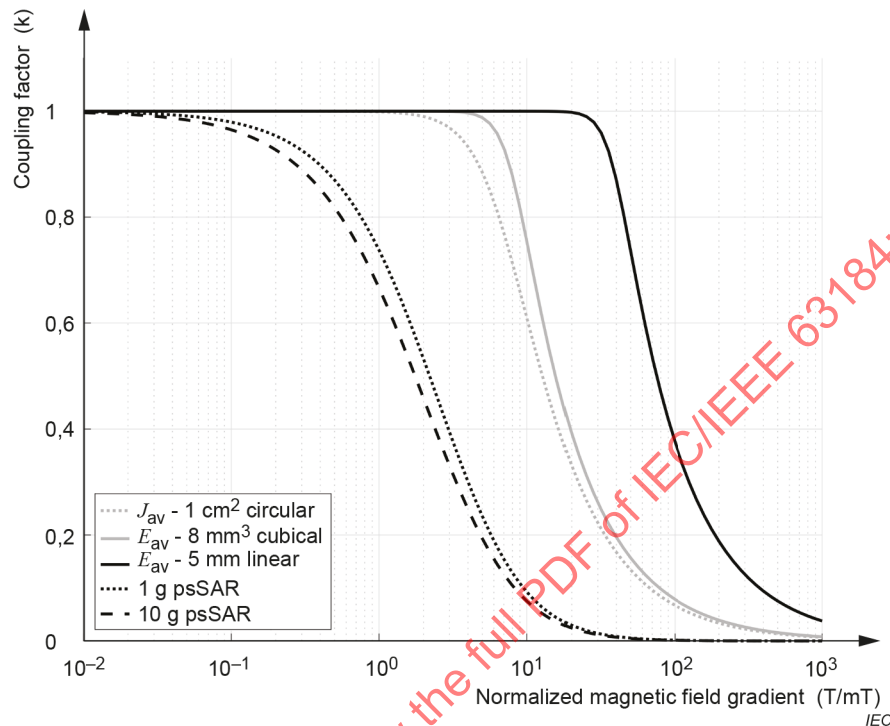


Figure 4 – Coupling factors k of Formula (7) through Formula (11) as a function of the normalized magnetic field gradient [13]

5.2.5 Tier 4: Evaluation of internal E-field, current density, or SAR against basic restrictions.

SAR can be measured using a small probe in a liquid-filled phantom which is exposed to the electromagnetic fields of the DUT. The measured values can be directly compared with basic restrictions. The evaluation and validation procedures are specified in IEC/IEEE 62209-1528. The assessment method is specified in detail in 6.2.

NOTE The frequency range of IEC/IEEE 62209-1528:2020 is from 4 MHz to 10 GHz.

Internal electric field, current density, or SAR may be evaluated analytically or by simulation using anatomical models of the human body or models of laboratory phantoms for comparison with basic restrictions. The simulation model and methodology shall be validated as part of the evaluation process. The validation procedure and results shall be documented. The assessment method based on simulation is specified in detail in Clause 7.

5.3 Exposure assessment of contact currents

Contact currents are the only indirect effects considered in this document. They flow into a biological body via a physical contact with the electrode or other source of current.

Contact currents can be assessed either by direct measurement or by measurement of the incident electromagnetic fields.

The following considerations shall be applied to assess exposure by incident electromagnetic fields.

- The objects exposed to H-fields are grounded (Figure 5).
- The contact currents as a function of the incident magnetic field strength are calculated with Formula (16), which is derived from Faraday's law.

$$I_c = H_{inc} \frac{2\pi f \mu_0 S}{Z} \quad (16)$$

where

I_c is contact current (RMS);

H_{inc} is the RMS of the incident H-field;

f is the frequency of the incident H-field;

μ_0 is the permeability of free space;

Z is the impedance of the human body (see 6.3);

S is the area of the loop such as 1,5 m × 0,5 m.

Contact currents may be calculated with Formula (16) or measured directly as specified in 6.3. Contact currents can be measured directly using a contact current meter with an ungrounded or grounded metal object placed in the vicinity of the DUT. Figure 5 shows exposure situations for ungrounded and grounded metal objects.

Figure 6 presents a flowchart for the assessment procedure. Details of measurement conditions, measurement setup, etc., are summarized in IEC TR 63167 [22]. The assessment method is specified in detail in 6.3.

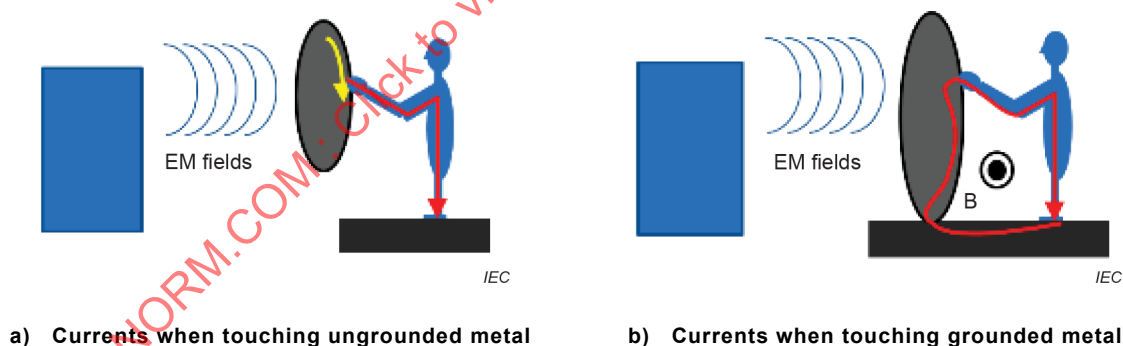


Figure 5 – Two exposure situations for ungrounded and grounded metal objects

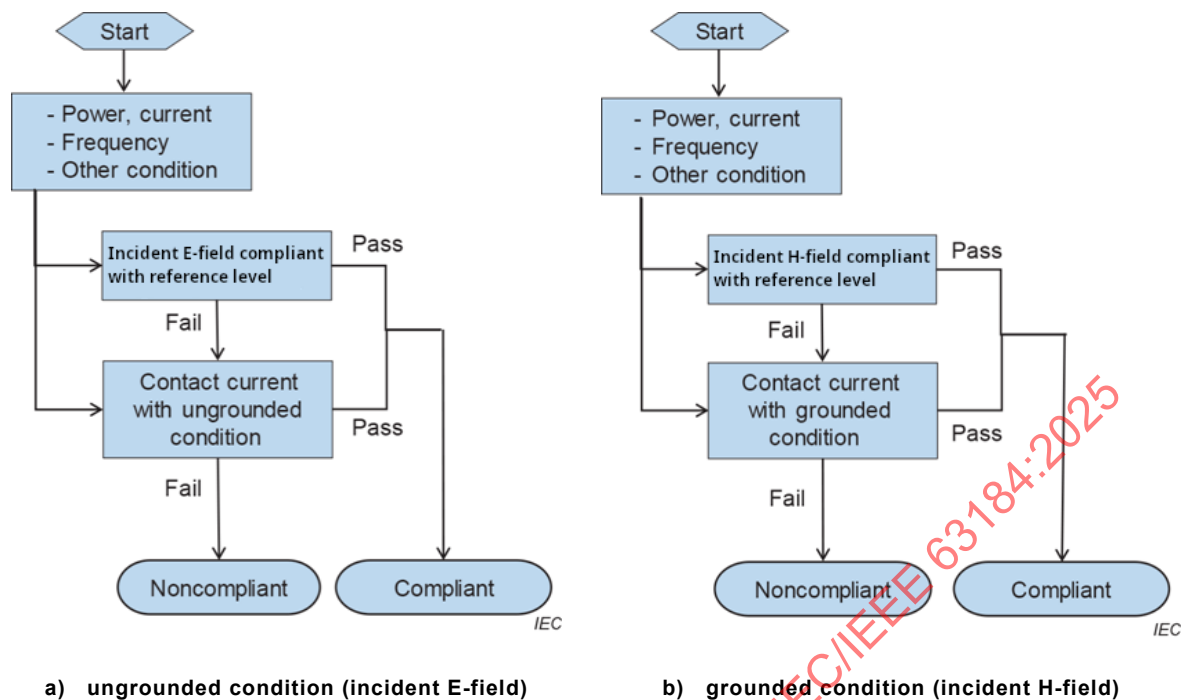


Figure 6 – Flowchart for assessment procedures for contact currents

6 Measurement methods

6.1 Incident fields

6.1.1 General

IEC 61786-1:2013 and IEC 61786-1:2013/AMD1:2024 and IEC 61786-2:2014 specify electromagnetic field basics, measurement methods, and requirements of the measurement equipment at frequencies below 100 kHz. In addition, IEC 62233 [19] and IEC 62311 [18], [23] specify electromagnetic field measurements for the purpose of exposure assessment. This document specifies the requirements for measurement equipment for electromagnetic fields from 3 kHz to 30 MHz.

- Equipment for measuring electric fields, magnetic fields, and magnetic field gradient is specified in 6.1.2.1, 6.1.2.2, and 6.1.2.3, respectively. The calibration methods are specified in Annex B.
- The validation method is specified in Annex C.
- Both incident electric and magnetic field vectors are measured at a specific distance, including the closest distance where the DUT may operate near people. These International Standards specify measurement positions based on the size and regular usage of equipment. IEC 62311 [18], [23] specifies it as a "user's usual position." IEC 62233 [19] specifies the measurement position in detail for household appliances and similar apparatus, including inductive battery chargers.
- The measured value may be based on either a time-averaged or the maximum instantaneous value of the target electromagnetic field, depending on the characteristics of the source and the exposure metric being assessed.
- The incident fields are measured in free space without the presence of an exposed body or phantom. The closest measurement distance should be chosen within the range that is accessible to the user.

- f) When the measurement probe comes close to the source and metallic or highly insulated objects, electromagnetic coupling may occur and the probe sensor impedance changes. Due to the finite size of the probe, all field measurements are subject to some amount of spatial averaging. For a loop, the measurement location may be specified as the geometric centre of the loop, but the result will be a function of the average H-field passing through the loop area. The probe sensor should be sufficiently small for improved accuracy of the measurement of the spatial peak of a given field component. Larger probes are prone to larger uncertainties in strong gradient fields. The gradient and isotropy uncertainty shall be properly evaluated with its instrumentation by simulations and by rotating the probe in the gradient field (9.2.7).

NOTE 1 For example, if an isotropic sensor with a loop area of 1 cm² is rotated in a magnetic field with a normalized gradient of 50 T/m/T, which is constant over the area of the loop, the resulting error is less than 1,3 % (rectangular distribution). For a sensor with a loop area of 3 cm², it is less than 5 %.

NOTE 2 Additional guidance on incident field measurement configurations, probe size considerations, etc. is available for example in [24].

- g) In the case of non-uniform incident fields, the measured field values may be spatially averaged over the exposed regions of the body, with the important provision that the basic restrictions on psSAR and induced electric fields are not exceeded. If averaging is applied in the case where one or more of the measured values are above the reference levels, evidence shall be provided that the assessment based on the averaged values does not lead to exceeding the underlying basic restrictions.

NOTE 3 National regulations can differ from the preceding conditions and pose different requirements, e.g. on frequency range, minimum distance, or acceptability of spatial averaging as specified in step g). Incident electric and magnetic field strengths are measured or calculated in accordance with the applicable regulations.

Assessment procedures for WPT, heavy duty EVs, and remotely piloted aircraft are specified in Clause I.1, Clause I.2, and Clause I.3, respectively. Examples of assessment results are provided in Annex J.

If the incident field consists of multiple frequency components (i.e. above the noise floor of the measurement set-up), these contributions shall be considered in the exposure assessment. Summation regimes (schemes) in Annex A of IEC 62311:2019 [23] may be applied to consider spectral contributions.

6.1.2 Equipment

6.1.2.1 Equipment for electric field strength measurements

Electric field strength can be measured with a calibrated antenna or probe that is sensitive to electric fields exclusively (e.g. small dipoles) and connected to the calibrated measurement equipment.

Two types of antennas or probes are used for electric field measurements: single-axis-sensor types, and three-axis-sensor types in which three sensors are arranged perpendicular to each other. IEC 61786-2 recommends using the three-axis type. Using single-axis instruments is possible in some cases, e.g. when the direction of the field is already known (IEC 61786-1) or if the probe is rotated and all three vector components of the field are evaluated. The electric field strength of the three-axis component readings given in Formula (17) applies:

$$E_R = \sqrt{E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \quad (17)$$

where E_x , E_y , and E_z are effective electric field strengths for the three orthogonal axes.

Three-axis electric field measurement equipment has the advantage of measuring the net field E_R regardless of the probe orientation.

In general, measurement equipment for electric field strength is either broadband or narrowband. For both measurement systems, the equipment consists of an antenna or probe (including power source), measurement part, and data recording and processing unit. The following describes the system characteristics and selection method.

- a) A broadband system uses dipole antennas. It is small enough to improve the uniformity of the sensitivity at each frequency. To improve isotropy, three antennas are generally placed orthogonal to one another and each signal or the combined signal is extracted. This type of antenna is suitable for near-field electromagnetic fields of complicated distributions. A broadband isotropic electric field strength meter designed for radio wave protection is typically used for measurement provided that the electric field strength is uniform over the volume of the probe. Field uniformity can be established by checking that the result remains within the expected measurement uncertainty when the probe is rotated to arbitrary orientations. If the electric field is not sufficiently uniform over the volume of the probe at the measurement location, the uncertainty of the measured field at the centre of the probe caused by the electric field gradient shall be assessed. Other systems may include waveform observation equipment, such as diode detectors and oscilloscopes.
- b) A narrowband system is tuned to each target frequency. The measurement system generally has broad measurement frequencies, high receiving sensitivity, and short responses. It is thus also suitable for pulsed waves or multiple sources. However, for the pulsed wave measurement, it is acceptable to measure in the frequency domain where the target frequency range is broader than the passband width of the measurement system. A biconical antenna with broadband characteristics is often used for far-field region because the size of the antenna is not electrically small. A three-axis orthogonal small dipole is suitable for near-field measurements.
- c) For an electromagnetic environmental assessment, a broadband isotropic electric field strength meter is preferred unless the DUT cannot be measured properly with such a device, in which case it shall be replaced by another measurement system.
- d) The incident E-fields are only measured with low uncertainty if the E-field is uniform or has a constant gradient over the entire E-field sensor. Only these types of field sources are relevant for human exposure. Localized E-field sources caused by accumulation of charges have a strong non-uniform gradient up to $1/d^4$, with d as the distance between the field source and the exposed body. However, the fields couple poorly to the body, i.e. < -60 dB [25]. If it can be demonstrated that induced E-field by these local sources that are characteristic of the DUT is much less than 1 % of the compliance limit, it is not necessary to assess the local E-field.

When selecting a measurement system, the required performance, frequency response, and electromagnetic field strength range shall be considered.

6.1.2.2 Equipment for magnetic field strength measurements

Search-coil sensors are often used for a low frequency range of several hundred kilohertz and below. Different frequency bands can be covered by different sensors. In general, the search-coil probe is used for measuring environmental magnetic fields. The coil probe measures the induced voltage associated with the time-varying magnetic flux normal to the plane of the coil, averaged over the coil area. In a field that is uniform over the area of the coil, the induced voltage at the coil terminals is calculated according to Formula (18):

$$V = -j\omega NBS \quad (18)$$

where

V is the induced voltage;

ω is the angular frequency ($= 2\pi f$);

N is the number of turns;

B is the magnetic flux density (normal to the plane of the coil);

S is the cross-sectional area of the coil;

and all quantities are phasors.

The uncertainty of the measured field at the centre of the sensor caused by the gradient or other non-uniformities of the field shall be assessed (see also step f) of 6.1.1).

To achieve better sensitivity, the area and winding number are increased, and the magnetic flux density is enhanced by using ferromagnetic material in the core of the coil. The signal is processed to obtain flat frequency characteristics by an integrator in subsequent stages because the output is proportional to the frequency.

Magnetic field measurement equipment is divided into two classes: single-axis-probes with a single sensor, and three-axis-probes with three orthogonal sensors. IEC 61786-2 recommends using the three-axis type. The magnetic flux density of the three-axis component reading given in Formula (19) applies:

$$B_R = \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \quad (19)$$

where B_x , B_y , and B_z are effective magnetic flux densities for the three orthogonal axes.

Three-axis magnetic field measurement equipment has the advantage of measuring the net field B_R regardless of the probe orientation.

6.1.2.3 Measurement equipment for the magnetic field gradient

The evaluation method based on the coupling factor as a function of the magnetic field gradient, i.e. 5.2.4.3, requires knowledge about the local B-field amplitude and gradient.

The magnetic field amplitude and gradient can be measured by sampling the field spatially in 3D around the location of exposure. The measurement can be performed by a single field sensor or multiple isotropic magnetic field sensors. A probe with a single sensor can be moved, e.g. by a robot system, to measure the field at separate locations of known spatial placement, if the test signal is repetitive and the phase relation can be established. A probe with multiple sensors can be used to measure the gradient directly, i.e. an axial or planar gradiometer [24], [26], [27], [28].

6.2 SAR and pE_{ind}

SAR and pE_{ind} can be measured and directly compared with the basic restrictions of the applicable requirement. The evaluation and validation procedures of internal electric field distribution and SAR measurements for wireless communication devices are specified in IEC/IEEE 62209-1528 (for the frequency range 4 MHz to 10 GHz). Similar measurement procedures can be used for WPT systems within the frequency range of 4 MHz to 30 MHz. In this document, only the deviations required to assess the spatial peak SAR values of WPT systems are specified. Clause B.4 specifies the procedures for probe calibration. Using an isotropic electric field probe, the SAR inside an irradiated body model can be determined. A SAR measurement system consists of a suitable phantom, an electric field probe, and a probe scanning system.

NOTE 1 The frequency limitation is given by the probe technology defined in IEC/IEEE 62209-1528:2020. As soon as other probes become available, the concept can directly be extended to frequencies below 4 MHz.

The physical characteristics of the phantom model (size, shape, electrical properties, etc.) shall simulate the human exposure condition by the DUT. Phantom models such as those specified in IEC/IEEE 62209-1528 may be used. The phantom model shall consist of materials with dielectric properties similar to humans. At a frequency lower than 30 MHz, the electrical properties of the material are dominantly affected by the conductivity of the material. The liquid specified in Table 2 or NaCl solution with the conductivity specified in Table 3 shall be used at frequencies between 0,1 MHz and 30 MHz. The relationship between conductivity and NaCl concentration is described in [29].

NOTE 2 The same requirements as in Table 2 are specified in IEC/IEEE 62209-1528:2020 for 4 MHz to 30 MHz.

The dependency of SAR on phantom properties and size are shown in Annex D. The same media may be used for frequencies below 4 MHz provided that the uncertainty with respect to conservative estimation is determined, considered, and documented (see 9.3.3).

NOTE 3 Reference [29] shows that the dielectric properties of saline solution differ by less than 5 % from their value at 1 GHz when the frequency tends to zero. This is why constant parameters are specified in Table 2 and Table 3 for the entire frequency range from 0,1 MHz to 30 MHz

Table 2 – Dielectric properties of the tissue-equivalent medium liquid

Frequency (MHz)	Real part of the complex relative permittivity, ε'_r (dimensionless)	Conductivity, σ (S/m)
0,1 to 30	55	0,75

**Table 3 – Dielectric properties of the tissue-equivalent medium
NaCl solution of 0,074 mol/L**

Frequency (MHz)	Real part of the complex relative permittivity, ε'_r (dimensionless)	Conductivity, σ (S/m)
0,1 to 30	77	0,75

The DUT shall be operated at the closest accessible distance to the phantom. Due to the high SAR gradients of the induced field, measurements shall be performed with a known uncertainty of the field at the interface of the phantom shell to the liquid. An extrapolation method for the induced field may then be used to determine the SAR peak at the phantom surface. In that case, uncertainty due to the extrapolation method with respect to SAR values shall be included in the uncertainty budget.

NOTE 4 Examples for extrapolation methods are given in Annex E.

Extensions of the area scan or volume scan procedures may be used to determine the location of maximum SAR. Subclause 7.4 of IEC/IEEE 62209-1528:2020 specifies the scanning procedures. The scanning region shall be 20 % larger than the source or as large as the phantom, whichever is smaller. Additional zoom scans shall be measured for secondary peaks if the primary peak is within 2 dB of the SAR limit.

NOTE 5 Refer to applicable national regulations for the specified SAR limit.

The zoom scan parameters shall be those of Table 4 of IEC/IEEE 62209-1528:2020 and shall meet the requirements given in steps 3 through 5 of 7.4.2 of IEC/IEEE 62209-1528:2020.

The pE_{ind} can be derived from the measured local maximum SAR value in the phantoms standardized in IEC/IEEE 62209-1528 using Formula (20):

$$pE_{\text{ind}} = \sqrt{pSAR \times \frac{\rho}{\sigma}} \quad (20)$$

where

pE_{ind} is the maximum E-field at the phantom surface;

$pSAR$ is the local specific absorption rate;

σ is the conductivity;

ρ is the equivalent tissue density of 1 000 kg/m³ to account for the actual density of brain or body tissue.

The maximum instantaneous E-field value at the phantom surface $pE_{\text{ind,inst}}$ is then given by Formula (21):

$$pE_{\text{ind,inst}} = pE_{\text{ind}} \sqrt{PAR} \quad (21)$$

where

$pE_{\text{ind,inst}}$ is the maximum instantaneous E-field at the phantom surface;

pE_{ind} is given in Formula (20);

PAR is the signal peak power to average ratio.

6.3 Contact currents

6.3.1 General

Subclauses 6.3.2 and 6.3.3 describe equipment and measurement protocol for the assessment of contact currents. IEC TR 63167 [22] provides general information related to human exposure to electric, magnetic, and electromagnetic fields including assumed situations and a proposed method for measuring contact currents.

6.3.2 Equipment

An electrical equivalent circuit human body impedance model, which is frequency dependent, is used to measure contact currents. Figure 7 shows an equivalent circuit, as depicted in IEC 60990 [30], which simulates a human body. Several other studies have evaluated human body impedance and proposed more precise equivalent circuits using arrangements of resistors and capacitors [31], [32], [33], [34]. The frequency characteristics of human body impedance with grasping conditions are compared in Figure 8. The impedance depends on area of contact and usually the impedance for grasping contact is lower than that for point contact.

NOTE The assumed conditions of contact are "point contact" (area not specified) in ICNIRP guidelines [4], [5], and "touch contact" with a contact area of 1 cm² and "grasping contact" with a contact area of 15 cm² for IEEE safety guidelines [8]).

Figure 9 shows the configuration of a contact current meter. The contact terminal is made of metal. If the target point of the contact part is painted, a 10 cm × 20 cm metal foil should be attached to it to simulate a hand palm contact, according to IEC 60990 [30]. A metal board equivalent to the size of a foot is used as the ground electrode. The contact current is measured from the current flowing through the equivalent circuit of the human inside the meter.

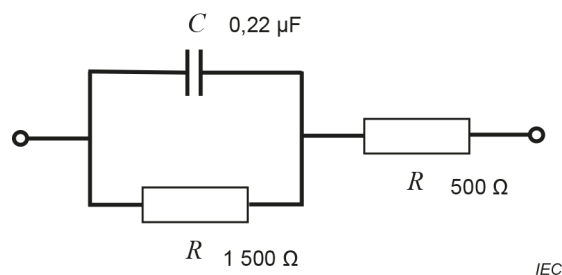


Figure 7 – Human body equivalent circuit proposed in IEC 60990 [30]

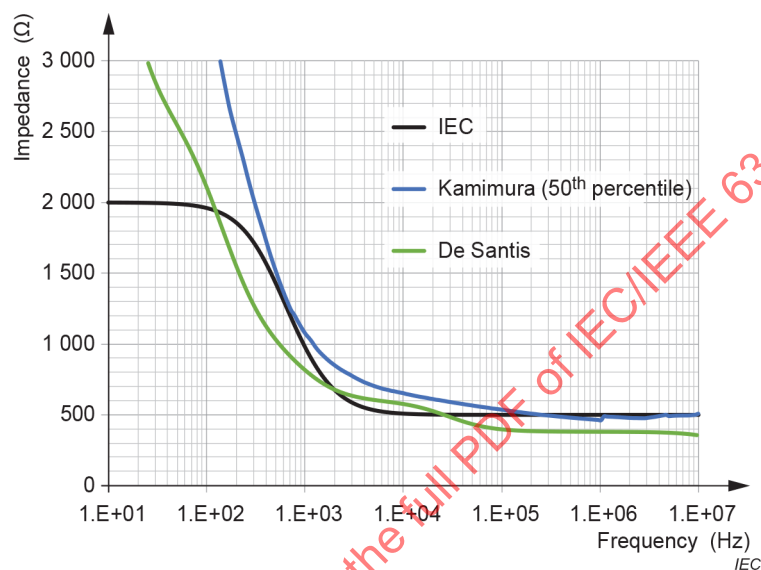


Figure 8 – Impedance frequency characteristics of adult male and equivalent circuits proposed in IEC 60990 [30] and evaluated values [31], [32], [33], [34]

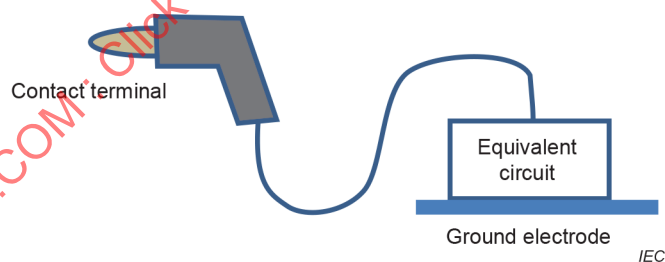


Figure 9 – Example of contact current measurement equipment

6.3.3 Measurements

The following issues shall be considered for the measurement of contact currents:

- Avoid electromagnetic field disturbances caused by the operator and measurement systems as much as possible.
- Environmental conditions (temperature, humidity, vibration, electromagnetic fields, etc.) can affect the measurement equipment.
- The requirements on the measurement equipment shall be specified or the reference to an appropriate document, e.g. IEC TR 63167:2018 [22], shall be included.
- A calibrated measurement system shall be employed.

There are two types of measurements, specified in the following a) and b), depending on the expected exposure scenario.

The measurement equipment specification, exposure scenario and its contact current shall be reported.

- a) Measurement methods using an ungrounded metal board (simulating the EV body):
 - 1) Place a ground electrode where a person can stand.
 - 2) Place an ungrounded metal board large enough at the location where metal objects can exist in the actual usage condition. For representing an EV, a metal board larger than $1,2\text{ m} \times 1,2\text{ m}$ may be used (see Figure I.10). Choose the closest position in the actual usage because the contact current tends to become higher as metal objects come closer to the DUT. Find the maximum condition of the contact current because the metal board position (height) and direction can change the contact current strength.
 - 3) Touch the contact terminal to the metal board. Find the maximum reading on the meter over multiple touch locations if there is a dependency on the touch position.
- b) Measurement methods using a grounded metal board:
 - 1) Place a grounded metal board large enough to cover all metal objects that may exist in the actual usage condition. Choose the closest position in the actual usage because the contact current tends to become higher as metal objects come closer to the DUT. Find the maximum position of the contact current because the metal board position (height) and direction can change the contact current strength.
 - 2) Touch the contact terminal to the metal board where a person can touch (see Figure I.9). The contact current becomes larger according to the magnitude of the interlinkage magnetic flux to a loop created by the grounded metal board and human body. A rectangular loop with size of minimum $1,5\text{ m}$ (height) $\times$ $0,5\text{ m}$ (width) shall be used to evaluate the contact current. Find the loop arrangement which gives the maximum contact current value.

Additional information on the measurement of contact currents can be found in IEC 60990:2016 [30].

7 Computational assessment methods

7.1 General

The internal electric field pE_{ind} , the psSAR, or whole-body SAR for comparison with basic restrictions is calculated by simulation using a representative set of anatomical human models.

NOTE 1 As an example for a representative set, twelve models were used in [35] to derive general coverage factors.

Calculations may be performed using full wave methods or quasi-static methods, depending on the electrical size of the problem geometry. For quasi-static problems, the effect of the induced fields in the human body on the incident field source is assumed to be negligible. The incident fields and the induced fields can be evaluated in separate simulations using different computational methods. For the calculation of the incident fields, analytical or quasi-analytical methods can be applicable. Table 4 summarizes the computational methods for exposure evaluation. A brief description of computational methods is also given in Annex F. Annex H specifies averaging algorithms, and code verification and model validation. At present, body phantoms to conservatively measure the exposure to WPT systems are not available. These models shall include the following:

- availability of larger bodies which have increased absorption rates and are therefore more susceptible to electrostimulation effects from low frequency magnetic fields;
- availability of smaller bodies (children) which can be closer to the field source;
- individual segmentation of the tissues of the central and peripheral nervous systems for evaluation with the respective basic restrictions;

- posable or movable limbs for the modelling of realistic exposure scenarios.

All computational algorithms shall be verified for technically correct implementation. Guidance is provided in Annex H.

NOTE 2 The measurement standard IEC/IEEE 62209-1528:2020 specifies SAR measurement methods for a frequency range from 4 MHz to 10 GHz. While a frequency range of 30 MHz to 6 GHz is specified for the computational standards IEC/IEEE 62704-1:2017 and IEC/IEEE 62704-4:2020, the computational methods are generally independent of the frequency. They are applicable for the frequency range of this document provided that the uncertainty of the truncation of the computational domain is appropriately considered and its uncertainty assessed.

Table 4 – Computational methods

Calculation method	Note
BEM (boundary element method)	Full-wave computation
FDFD (finite difference frequency domain)	Full-wave computation
FDTD (finite difference time domain)	Full-wave computation
FEM (finite element method)	Full-wave or quasi-static approximation computation
QS-FDTD (quasi-static finite difference time domain)	Quasi-static approximation computation
FIT (finite integration technique)	Full-wave or quasi-static approximation computation
MoM (method of moments)	Full-wave computation
Hybrid method (e.g. MoM + FDTD)	Full-wave computation
SPFD (scalar potential finite difference)	Quasi-static approximation computation
IM (impedance method)	Quasi-static approximation computation

7.2 Quasi-static approximation

For the applicability of a computational method based on the quasi-static approximation, the upper frequency limit is established considering the dimensions of the exposed body region or person, the size of the field source, and the distance between them. The frequency limit is then given by the quasi-static approximation of Formula (22), Formula (23), and Formula (24):

$$\left| \omega^2 \varepsilon \mu D^2 \right| \ll 1 \Leftrightarrow \left(\frac{D}{\lambda} \right)^2 \ll 1 \quad (22)$$

or

$$\omega^2 \Re\{\varepsilon\} \mu D^2 \ll 1 \quad (23)$$

and

$$\omega \sigma \mu D^2 \ll 1 \quad (24)$$

where

- ω is the angular frequency;
- $\Re\{\varepsilon\}$ is the real part of the complex relative permittivity of the exposed tissue or the tissue-equivalent medium;
- μ is the permeability;
- λ is the minimum wavelength within the exposed region;
- σ is the conductivity of the exposed tissue or the tissue-equivalent medium;
- D is the feature size, which encompasses the dimensions of the field source and the exposed body or phantom considering the reduction of the wavelength due to the presence of dielectrics with a relative permittivity greater than 1.

Formula (22), Formula (23), and Formula (24) contain only the frequency, the dielectric and magnetic properties, and spatial dimensions of the geometry to be analysed (field source and exposed body). They apply to both electric and magnetic field exposure. The frequency range within which electric and magnetic fields can be regarded as decoupled is identical for electric and magnetic field exposure. Hence, the quasi-static approximation applies to both inductive and capacitive coupling.

A rationale shall be given along with evaluation results on why the quasi-static approximation applies on the evaluated exposure scenario. Possible deviations from a full wave solution shall be discussed and should be considered in the uncertainty budget (9.3).

7.3 Computational assessment against the basic restrictions

7.3.1 General

The basic restrictions on human exposure are specified in terms of:

- peak spatial average SAR [3], [8] (7.3.2);
- whole-body average SAR [3], [8] (7.3.3);
- averaged current density on a surface [4] (Clause G.1);
- peak spatial average E-field in a cubical volume [5] (Clause G.2);
- peak spatial average E-field along a line [8] (G.2.3);
- maximum local E-field [36] (G.2.4).

Different limits can apply for these quantities depending on the exposed body region. The computational code or the applied post-processing techniques shall implement the required averaging methods. Because the descriptions of the averaging algorithms in the exposure guidelines that establish them are generally not sufficiently detailed for an implementation as a computational algorithm, this document refers to the respective computational International Standards that specify those or specifies its own algorithms if an appropriate definition is not available elsewhere. Details are given in 7.3.2, 7.3.3, and Annex G. The implementation of these algorithms shall be validated according to the methods specified in Annex H.

Peak quantities, such as the pE_{ind} or the $psSAR$, can be read out directly from the post processor. Alternatively, the methods specified for the peak spatial average quantities may be applied (7.3.2, Clause G.2) with averaging volumes on the order of magnitude of the voxels or tetrahedra of the exposed body region. Care should be taken concerning stair-casing artefacts because these may affect the readout of the global field maximum or be dominant in small averaging volumes.

7.3.2 Peak spatial-average SAR

The peak spatial average SAR shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 for Cartesian meshes, and according to IEC/IEEE 62704-4 for unstructured meshes.

NOTE The computational methods specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4 are independent of the frequency at which the psSAR is evaluated.

7.3.3 Whole-body average SAR

The whole-body average SAR shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 for Cartesian meshes, and according to IEC/IEEE 62704-4 for unstructured meshes.

NOTE The computational methods specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4 are independent of the frequency at which the whole-body SAR is evaluated.

7.3.4 Averaged current density on a surface

The electric field distribution in the exposed body shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 for Cartesian meshes, and according to IEC/IEEE 62704-4 for unstructured meshes. The averaged current density shall then be calculated according to Clause G.1.

NOTE The computational methods specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4 are independent of the frequency at which the electric field is evaluated.

7.3.5 Peak spatial average internal E-field in a cubical volume

The electric field distribution in the exposed body shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 for Cartesian meshes, and according to IEC/IEEE 62704-4 for unstructured meshes. The peak spatial average E-field in a cubical volume shall then be calculated according to Clause G.2.

NOTE The computational methods specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4 are independent of the frequency at which the electric field is evaluated.

7.3.6 Peak spatial average internal E-field along a line

The electric field distribution in the exposed body shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 for Cartesian meshes, and according to IEC/IEEE 62704-4 for unstructured meshes. The peak spatial average E-field along a line shall then be calculated according to G.2.3.

NOTE The computational methods specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4 are independent of the frequency at which the electric field is evaluated.

7.3.7 Maximum local internal E-field

The electric field distribution in the exposed body shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 for Cartesian meshes, and according to IEC/IEEE 62704-4 for unstructured meshes. The maximum local E-field shall then be calculated according to G.2.4. It should be noted that several simulations with different mesh resolutions according to IEC/IEEE 62704-1 or IEC/IEEE 62704-4 should be used to reduce the impact of staircasing errors.

NOTE The computational methods specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4 are independent of the frequency at which the electric field is evaluated.

8 Combination of measurement and computational methods for inductive WPT systems

8.1 General

Because internal electric field, current density, and SAR are difficult to measure directly, the evaluation is often performed using computational approaches. However, it is difficult to accurately model an actual exposure situation in simulations including an electric vehicle body, ground planes, etc. In addition, it is sometimes difficult to retrieve information about the size, shape, and design of the WPT systems. It is possible to evaluate internal electric field or SAR by an approach combining both the measurement of electromagnetic fields around the system and computational analyses of induced quantities. The magnetic near-field data are first measured in the area occupied by the human body. Then, the measured magnetic fields are used as incident fields in an applicable computational method (Table 4) to derive the internal electric field strength inside the human-body model.

8.2 Measurement of magnetic field

For measurements of magnetic field distributions below 30 MHz, search-coil sensors are often used. Both amplitude and phase of the magnetic field shall be measured in the area occupied by the human body. To measure the phase of magnetic field, one magnetic sensor is fixed at a specific position to retrieve the reference phase, and the other sensor is moved over the area occupied by the human body.

8.3 Computational analyses of induced quantities

Anatomical human models or appropriate dosimetric phantoms shall be used to calculate induced field quantities. Computational methods for the calculation of the induced field quantities are summarized in Annex F. The measured magnetic field distribution is applied as the incident field in an applicable computational method (Table 4). The measured magnetic field data may be directly applied as a source with some computational methods. However, those computational methods that use vector potentials as a source to calculate the internal electric field require the reconstruction of vector potentials from the measured magnetic field ($\mathbf{H}$) or the magnetic flux density ($\mathbf{B}$) [37]. A finite number of samples of $\mathbf{B}$ from measurements may be used for field reconstruction taken at monitor points. In this case the spatial coordinate of the collected measurement samples is also needed.

The procedure to reconstruct the B-field distribution is specified in [37]. The magnetic flux density is assumed to be $\mathbf{B} = u_x B_x + u_y B_y + u_z B_z$, which satisfies $\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$, where $u_{x,y,z}$ are unit vectors. Hence it can be represented using a vector potential $\mathbf{A}$, so that $\nabla \times \mathbf{A} = \mathbf{B}$. A vector potential is given by Formula (25), Formula (26), and Formula (27):

$$A_x = -\int_0^y \left[\frac{1}{3} B_z(x, y', z) + \frac{1}{6} B_z(x, y', 0) \right] dy' + \int_0^z \left[\frac{1}{3} B_y(x, y, z') + \frac{1}{6} B_y(x, 0, z') \right] dz' \quad (25)$$

$$A_y = -\int_0^z \left[\frac{1}{3} B_x(x, y, z') + \frac{1}{6} B_x(0, y, z') \right] dz' + \int_0^x \left[\frac{1}{3} B_z(x', y, z) + \frac{1}{6} B_z(x', y, 0) \right] dx' \quad (26)$$

$$A_z = -\int_0^x \left[\frac{1}{3} B_y(x', y, z) + \frac{1}{6} B_y(x', 0, z) \right] dx' + \int_0^y \left[\frac{1}{3} B_x(x, y', z) + \frac{1}{6} B_x(0, y', z) \right] dy' \quad (27)$$

Formula (25), Formula (26), and Formula (27) require that the vector components of the magnetic flux density be known. Therefore, they are valid for any arbitrary inhomogeneous, anisotropic, or nonlinear medium. In free space, the vector components of the magnetic flux density can be calculated directly from the H-field vector.

8.4 Computational assessment against the basic restrictions

The basic restrictions are generally specified for induced field quantities that are averaged over a certain geometrical shape in the exposed body or phantom for the computational assessment of the induced fields, e.g. pE_{ind} and $psSAR$. The methods described in 8.3 shall be applied to calculate the induced fields for a representative set of anatomical models of the human body or an appropriate dosimetric phantom. Computation of the induced fields against the basic restrictions shall then be carried out according to 7.3.

NOTE Some national regulations specify peak values instead of averaged quantities as basic restrictions on the induced fields.

9 Uncertainty assessments

9.1 General

In 9.2 to 9.4, the sources of measurement and computational uncertainty are listed. Their contributions to the uncertainty shall be assessed for the evaluation of the total uncertainty. The uncertainty budget is based on the concepts of ISO/IEC Guide 98-1 [38], ISO/IEC Guide 98-3 [39], [40], and [41]. For most methods specified in this document, each source of uncertainty is considered as independent and can therefore be assessed separately from the others.

9.2 Measurement methods

9.2.1 Measurement uncertainty budget

Table 5 summarizes the main parameters related to magnetic field measurements.

Table 5 – Example of uncertainty evaluation of the the E-field and H-field exposure assessment using measurement methods

Quantity x_i (source of uncertainty)	Reference	Prob. dist. ^a	Unc.	Divisor ^a q	Standard uncertainty $u(x_i)$	Sensitivity c_i	Expanded uncertainty $u_i(y)$	Degrees of freedom v_i
Amplitude calibration uncertainty	9.2.2	N		1		1		
Probe anisotropy	9.2.3	R		$\sqrt{3}$		1		
Probe dynamic range linearity	9.2.4	R		$\sqrt{3}$		1		
Probe frequency domain response	9.2.5	R		$\sqrt{3}$		1		
Modulation response	9.2.6	R		$\sqrt{3}$		1		
Spatial averaging (maximum gradient)	9.2.7	R		$\sqrt{3}$		1		

Quantity x_i (source of uncertainty)	Reference	Prob. dist. ^a	Unc.	Divisor ^a q	Standard uncertainty $u(x_i)$	Sensitivity c_i	Expanded uncertainty $u_i(y)$	Degrees of freedom ν_i
Gradient assessment uncertainty	9.2.8	R		$\sqrt{3}$		1		
Parasitic E-field or H-field sensitivity	9.2.9	R		$\sqrt{3}$		1		
Detection limit	9.2.10	R		$\sqrt{3}$		1		
Readout electronics	9.2.11	N		1		1		
Response time	9.2.12	N		1		1		
Probe positioning	9.2.13	N		1		1		
Signal postprocessing	9.2.14	N		1		1		
Nominal position	9.2.15	R		$\sqrt{3}$		1		
Repeatability	9.2.16	N		1		1		
DUT	9.2.17	N		1		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)		RSS						
Expanded uncertainty ($k = 2$) and effective degrees of freedom							$U =$	$\nu_{\text{eff}} =$

^a Other probability distributions and divisors may be used if they better represent available knowledge of the quantities concerned.

NOTE 1 Abbreviations: N – normal probability distribution; R – rectangular probability function

NOTE 2 The divisor is a function of the probability distribution and degrees of freedom (ν_i and ν_{eff}).

NOTE 3 c_i is the sensitivity coefficient that is applied to convert the variability of the uncertainty component into a variability of the exposure quantity.

9.2.2 Amplitude calibration uncertainty

The amplitude calibration uncertainty shall be evaluated within the scope of calibration (frequency and dynamic ranges) of the calibration system, e.g. a transverse electromagnetic (TEM) cell. Details on field generation are given in B.2.1.

9.2.3 Probe anisotropy

The probe anisotropy shall be evaluated by exposure in a homogeneous magnetic field, e.g. inside a TEM cell or appropriate coil configurations. For the quantification of the uncertainty, the probe shall be tilted through angular increments of 5° along the entire specified angular range, and the maximum error shall be reported as uncertainty according to the definition in B.2.2.1.4.

9.2.4 Probe dynamic range linearity

Probe dynamic range shall be evaluated covering the dynamic range from 10 % (–20 dB in terms of induced E-fields or current density, or –10 dB in terms of SAR) the exposure limits of the applicable requirement to greater than four times the occupational exposure limits of the applicable requirement. The probe linearity shall be evaluated in a homogeneous magnetic field, which can be generated in a TEM cell or by appropriate coil configurations. See also B.2.2.1.3.

9.2.5 Probe frequency domain response

The probe frequency domain response is evaluated for a homogeneous incident field over specified operational frequency range. The uncertainty due to the probe frequency response is assessed by evaluating the flatness of the probe response across the frequency range. The frequency domain response shall be evaluated in a homogeneous magnetic field, which can be generated in a TEM cell or by appropriate coil configurations. See also B.2.2.1.2.

9.2.6 Modulation response

Probe modulation response shall be evaluated for modulated carriers in the specified frequency range with rectangular pulse modulation, 10 % duty cycle, 10 Hz, 100 Hz, 1 000 Hz pulse repetition rate (whatever is applicable at the carrier frequency). The modulation response shall be evaluated in a homogeneous magnetic field, which can be generated in a TEM cell or by appropriate coil configurations.

9.2.7 Spatial averaging (maximum gradient)

The uncertainty due to spatial averaging shall be evaluated in gradient fields that correspond to those of the incident field of the DUT with respect to amplitude and orientation within a maximum range from 0 T/m/T to at least 30 T/m/T. The gradient fields shall be generated using an appropriate coil configuration (B.2.1) considering the overall dimensions of the probe.

9.2.8 Gradient assessment uncertainty

The uncertainty in the accuracy of field gradient measurements shall be assessed by applying the probe positioning error (9.2.13) on the gradient uncertainty (Clause B.3) and considered as a separate uncertainty parameter. The gradient assessment uncertainty shall only be considered for Tier 3 evaluations.

9.2.9 Parasitic E-field and H-field sensitivity

Parasitic sensitivity is tested with the field probe in maximum hold swept through all possible spherical incident orientations of the field, e.g. in solid angle segments of 30° in ϕ - and θ -directions, with the E-field or H-field amplitude at the occupational exposure limit. Appropriate homogeneous E-fields and H-fields can be generated in a TEM cell or in a parallel plate capacitor. Details on field generation are given in B.2.1.

9.2.10 Detection limit

Detection limit is the contribution of the readout electronic noise, i.e. the signal-to-noise ratio, at 10 % (–20 dB in terms of induced E-fields or current density, or –10 dB in terms of SAR) of the general public exposure limits of the applicable requirement.

9.2.11 Readout electronics

Readout electronics is the uncertainty contribution by analogue-to-digital conversion.

9.2.12 Response time

If the probe is operated in swept mode, response time is the sampling response error for the probe swept through a gradient field of at least 20 T/m/T at a speed of 0,1 m/s.

9.2.13 Probe positioning

The uncertainty due to probe positioning shall be evaluated as the error in a gradient field of at least 30 T/m/T considering the mechanical tolerances, such as the positioning accuracy, of the probe positioning system (e.g. robot).

9.2.14 Signal postprocessing

The uncertainty of postprocessing (shaping, filtering, and signal conditioning) has to be assessed using theoretical or experimental evaluation methods.

9.2.15 Nominal position

The nominal positioning uncertainty shall be evaluated as the positioning uncertainty (9.2.13) with respect to assessing the worst-case exposure.

9.2.16 Repeatability

The repeatability shall be evaluated by measuring the field amplitude at a specific point at the closest accessible distance to the source ten times. It is then evaluated as the standard deviation of these measurements.

9.2.17 DUT

The uncertainty associated with the DUT shall be carefully evaluated and assessed. These include drift of amplitude, spectrum, intermittency of emission. In addition to the uncertainty of the steady-state exposure relevant for SAR, the uncertainty of the peak transient field assessment also has to be assessed.

9.3 Computational methods

9.3.1 Computational uncertainty budget

Table 6 summarizes the sources of uncertainty for computational methods. The methodology closely follows IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4. These documents are referenced in 9.3 where applicable.

NOTE While the computational standards IEC/IEEE 62704-1, IEC/IEEE 62704-4, and IEC/IEEE 63195-2 [42] are developed for particular applications and frequency ranges, the computational techniques and the procedures for their verification and uncertainty assessment are generally independent of the frequency ranges for which the respective standards are specified. They can therefore be applied without modification. Particular distances or dimensions are scaled in accordance with the frequency range of this document.

Table 6 – Example of uncertainty evaluation of computational methods

Quantity x_i (source of uncertainty)	Reference	Prob. dist. ^a	Unc.	Divisor ^a q	Standard uncertainty $u(x_i)$	Sensitivity c_i	Expanded uncertainty $u_i(y)$	Degrees of freedom ν_i
Numerical uncertainties								
Grid resolution	9.3.2	R		$\sqrt{3}$		1		
Tissue parameters	9.3.3	R		$\sqrt{3}$		1		
Exposure position	9.3.4	R		$\sqrt{3}$		1		
Convergence	9.3.5	R		$\sqrt{3}$		1		
Power budget	9.3.6							
Boundary conditions	9.3.7	R		$\sqrt{3}$		1		
Quasi-static approximation	9.3.8	R		$\sqrt{3}$		1		
Modelling uncertainties								
Model parts and geometry	9.3.9							
Dielectric parameters	9.3.10							
Ferrite parameters	9.3.11							
Positioning of transmit and receive coils	9.3.12							
Coupling of transmit and receive coils	9.3.13							
Exposure sources other than the coils	9.3.14							
Loading of the coil	9.3.15							
Combined uncertainty ($k = 1$)		Root sum square (RSS)						
Expanded uncertainty ($k = 2$) and effective degrees of freedom							$U =$	$\nu_{\text{eff}} =$

^a Other probability distributions and divisors may be used if they better represent available knowledge of the quantities concerned.

NOTE 1 Abbreviations: N – normal probability distribution; R – rectangular probability function

NOTE 2 The divisor is a function of the probability distribution and degrees of freedom (ν_i and ν_{eff}).

NOTE 3 c_i is the sensitivity coefficient that is applied to convert the variability of the uncertainty component into a variability of the exposure quantity.

9.3.2 Grid resolution

For rectilinear grids, the impact of the resolution shall be determined by reducing the step sizes of all axes by factors of 2 then 4. If the simultaneous reduction of the step sizes is not possible, for example, because of memory limitations, x -, y - and z -axes shall be refined separately by factors of 2 then 4.

For the coarsest grid resolution, at least two mesh cells shall be placed between the coil windings.

For tetrahedral meshes, the impact of the resolution shall be determined in accordance with one of the following methods.

- a) If the applied computational code does not employ adaptive mesh refinement, the total number of mesh elements used for the initial mesh shall be increased iteratively by at least 50 %. The tetrahedral shall be refined equivalently over the entire computational domain.
- b) If the applied computational code uses adaptive mesh refinement, iterative adaptive passes shall be performed until the total number of elements has increased by at least 20 % for second or third lowest order and 50 % for lowest order.

The deviation of the target quantity for all test cases shall be reported, and the uncertainty shall be determined from the maximum deviation of all simulated cases. If the mesh axes of rectilinear grids are refined separately, the root sum square (RSS) of the maxima of each axis shall be reported with rectangular probability distribution.

9.3.3 Tissue parameters

The tissue dielectric properties used for anatomical models are generally reported with an uncertainty value (e.g. [43], [44]). The impact of these uncertainties shall be evaluated by applying the minimum and maximum conductivity and permittivity (four different combinations) using the reported uncertainty limits in comparison with the results obtained for the nominal dielectric property values. The maximum uncertainty shall be reported. When modelling dosimetric phantoms with reference dielectric properties, such as those specified for tissue-equivalent medium, the uncertainty of the phantom medium dielectric properties shall be assumed as zero. The maximum deviation of the target quantity shall be reported with rectangular probability distribution.

NOTE The permittivity of the tissue or tissue-equivalent medium is always assumed to be real, i.e. the imaginary part of the complex relative permittivity always refers to the conductivity only.

9.3.4 Exposure position

For Cartesian meshes, the distance between the phantom the body model or the location of the evaluation points and the DUT shall be varied by ± 1 mesh step sizes. In meshes with varying mesh step size, the shifting distance shall be chosen in accordance with the mesh step at the side of the bounding box of the phantom, the body model or the evaluation points that faces the source. The maximum deviation shall be reported with rectangular probability distribution.

For tetrahedral meshes, no positioning uncertainty applies because these meshes precisely adapt to the geometry of the DUT and the phantom.

9.3.5 Convergence

For time domain simulations, the convergence uncertainty shall be evaluated according to the methods of IEC/IEEE 62704-1. For frequency domain simulations, the convergence uncertainty shall be evaluated according to the methods of IEC/IEEE 62704-4. If a full-wave method is applied, the power budget shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1, and its contribution shall be added to the convergence uncertainty.

When simulating symmetrical structures, the location of the maximum of the target quantity might vary. In such cases, particular measures depending on the DUT design can be required, such as the repositioning of the validation points or introduction of the feed lines of the coil, or other details of the original DUT model that can impact symmetry. These measures shall be documented in the test report (Clause 10).

9.3.6 Power budget

If a full-wave method is applied, such as FDTD or FEM, the power budget shall be evaluated according to IEC/IEEE 62704-1 or IEC/IEEE 62704-4, respectively. For quasistatic simulations, the power budget cannot be evaluated, and its contribution shall be set to zero.

9.3.7 Boundary conditions

For configurations with dominantly radiating fields at the boundaries of the computational domain, open boundary conditions shall be applied. To quantify the uncertainty due to the size of the computational domain, iterative simulations shall be performed increasing the volume of the computational domain in steps of 33 % symmetrically around the simulated structure in all directions. The deviation of the dosimetric results of the simulations of the two largest meshes shall be reported as computational uncertainty. Details can be found in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4.

To quantify the uncertainty due to the size of the computational domain with dominantly reactive fields at the boundaries of the computational domain, iterative simulations shall be performed increasing the volume of the computational domain in steps of 33 % symmetrically around the simulated structure until the deviation of the dosimetric results is less than 2 %. This method applies to open boundary conditions as well as on Dirichlet or von Neumann boundary conditions. The deviation of the dosimetric results of the simulations of the two largest meshes shall be reported as computational uncertainty.

9.3.8 Quasi-static approximation

The uncertainty due to the application of the quasi-static approximation (7.2) for the computation of the target quantity shall be evaluated by modelling a simplified exposure scenario with the same geometrical dimensions of the source and the same geometrical dimensions and dielectric properties of the exposed phantom or body. This simplified exposure scenario shall be evaluated both with the quasi-static approximation and with a full wave method. The difference shall be reported as uncertainty.

NOTE The computational burden on the simulation can be reduced, e.g. by reducing the number of windings of the coils and the geometrical or anatomical details of the exposed phantom or body. It can be assumed that these do not contribute to the uncertainty of the quasi-static approximation because the relevant quantity for its applicability are the overall dimensions of the computational problem in terms of wavelength.

9.3.9 Model parts and geometry

If the DUT cannot be developed from a complete CAD model, the impact of possible missing parts has to be estimated using worst case assumptions on their dimensions. Missing parts may be developed by measuring their overall dimensions and integrating them into the models as simplified brick shapes. The test report (Clause 10) shall explain how missing parts have been integrated into the DUT model. The uncertainty contribution of missing parts may be calculated based on the impact of integrating them into the DUT model on the target quantity. If alternative strategies are applied, they shall be documented in the test report.

9.3.10 Dielectric parameters

If the documentation of the dielectric parameters (properties) is incomplete, they shall be estimated based on typical parameters and varied assuming worst-case deviations. If it can be shown that the impact of the dielectric parameters on the target quantity is negligible, e.g. for quasistatic simulations, the uncertainty of the dielectric parameters can be assumed to be zero. This shall be documented in the test report (Clause 10).

9.3.11 Ferrite parameters

If the documentation of the dielectric parameters is incomplete, they shall be estimated based on typical parameters and varied assuming worst-case deviations. This shall be documented in the test report (Clause 10).

9.3.12 Positioning of transmit and receive coils

Uncertainties in the positioning of the relative positions of the transmit and receive coils shall be evaluated by modifying their mutual distance and offset within the range within which their position can be determined when developing the DUT model. The impact of the maximum deviations shall be reported with rectangular probability distribution.

9.3.13 Coupling of transmit and receive coils

For full wave simulations, e.g. FDTD or FEM, the deviation of the measured and simulated power transmission coefficient applies. For quasistatic simulations, the coil currents are determined from measurements. The uncertainty of these measurements applies. Depending on the target quantity, the square or the square root of these uncertainties or deviations applies with normal probability distribution.

9.3.14 Exposure sources other than the coils

Tuning elements, such as capacitors and coils, or feedlines and shielding elements may act as sources of localized E-fields or H-fields. Using lumped elements to model tuning elements might not lead to the correct representation of their fields in the computational domain. Assessing the contribution of these elements on the target quantity can require experimental evaluation. Development of particular strategies can be necessary to assess their impact. These shall be documented in the test report (Clause 10) and added to the uncertainty budget if applicable.

9.3.15 Loading of the coil

The impact of the loading of the coil by the phantom on the incident fields shall be assessed theoretically, numerically or experimentally with the help of a simplified model. Quasistatic simulations or free-space simulations of the incident fields do not consider the loading. Unless it can be shown that the loading reduces the exposure, it shall be considered in the uncertainty budget. This shall be documented in the test report (Clause 10).

9.4 Assessment of combining measurement and computational methods

The total uncertainty budget shall be computed from the contributions of Table 5 and Table 6 and shall be summed up as shown in Table 7.

Table 7 – Example of uncertainty evaluation of the exposure assessment combining measurements and computational methods

Quantity x_i (source of uncertainty)	Reference	Prob. dist. ^a	Unc.	Divisor ^a q	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Measurement setup	9.2	N				1		
Computational model of the test setup	9.3	N				1		
Combined uncertainty ($k = 1$)		RSS						
Expanded uncertainty ($k = 2$) and effective degrees of freedom								
The fourth, seventh, and eighth columns are based on the results of Table 5 and Table 6. ^a Other probability distributions and divisors may be used if they better represent available knowledge of the quantities concerned NOTE 1 N – normal probability distribution; NOTE 2 The divisor is a function of the probability distribution and degrees of freedom (v_i and v_{eff}). NOTE 3 c_i is the sensitivity coefficient that is applied to convert the variability of the uncertainty component into a variability of the exposure quantity.								

10 Reporting

10.1 General

All test results shall be recorded in a compliance assessment report and shall include all the information applicable for the interpretation of the field measurement results.

A measurement report shall include at minimum the items listed in 10.2 and 10.3 to demonstrate conformity with the requirements of this document. If a combined numerical and measurement approach is applied, the items listed in 10.4 shall be included, as well.

10.2 Items to be recorded in exposure compliance assessment reports

a) General

- 1) Identification of the test laboratory.
- 2) Identification of the DUT including hardware and software revision numbers, serial number, etc..
- 3) Conformity requirements, e.g. test standards, guidelines, recommendations, etc.
- 4) Applicable exposure limits.
- 5) A list of any accreditations provided by national or international bodies to perform conformity testing against these standards. This shall include the date of expiry.

b) Device and test details

- 1) Description of the DUT and a brief description of its intended function.
Where appropriate, external photos and internal photos should be provided.
- 2) Description of the applied compliance assessment procedure according to Clause 5 including the rationale for its selection.
- 3) Description of the positions and orientations tested, including photos or graphics or both, both wide angle and close-up showing the DUT positioning relative to the evaluation surface.
- 4) Description of the available and tested coils
- 5) Description of the available and tested operating modes
- 6) Results of all tests performed and details on scaling of the results.
- 7) All relevant setup parameters and configuration details.
- 8) Information on the configuration at which the maximum exposure is assessed including justification.

c) Report summary

- 1) Frequency and configurations.
- 2) List of all test configurations assessed.
- 3) Tabulated field or SAR values over the testing positions, operating modes and device configurations.
- 4) Tabular and graphical results for the highest field or SAR measurement for each frequency band and modulation.
- 5) Reference to exposure limits and a statement of conformity, or otherwise exposure limits and conformity statement.

- d) Where proprietary information has been used to determine the test configurations, included or excluded, this shall be cited. A brief description of the information that was used, e.g. table of phases and amplitudes relevant for beam forming antennas, should be included.

10.3 Additional items to be included for evaluation measurements

a) Measurement system:

- 1) Measurement system main component description including probe, readout electronics, and any other relevant components. Rationale and description of measurement system parameter settings when directly affecting the results.
- 2) For the probe or probes used, include the following parameters (for the field measurements and, if applicable, for the gradient measurements):
 - i) dimensions,
 - ii) isotropy,
 - iii) spatial resolution,
 - iv) dynamic range, and
 - v) linearity error.
- 3) Calibration data for relevant components.
- 4) Description of the post-processing algorithm.
- 5) Environmental conditions (e.g. temperature).
- 6) System verification results compared to the target values (relative system check):
 - i) measurement results for each frequency;
 - ii) deviation from target values;
 - iii) source description.

- 7) System verification results compared to the numerical target values (absolute system check):
 - i) measurement results for each frequency band;
 - ii) deviation from target value;
 - iii) radiating source description.
- b) Uncertainty estimation for relative system check, absolute system check, system validation:
 - 1) To include measurement uncertainty values.
 - 2) Any other relevant items.
- c) Information concerning the measurement method:
 - 1) Description of the validation procedure or procedures.
 - 2) Results of the computations, measurements, and other assessments performed by the method developer in order to validate the measurement method.
 - 3) Source description and incident field distribution.
 - 4) Range of operating configurations, exposure conditions and field distributions.
 - 5) Uncertainty.

10.4 Additional items to be included for numerical and combined numerical and measurement evaluations

- a) Development of the DUT model:
 - 1) overview of parts of the DUT that are included and excluded from the model, and rationale for the excluded parts;
 - 2) description of the modelling of the sources;
 - 3) list of the dielectric and magnetic properties of the materials included in the numerical model with references or a rationale for their values if no appropriate reference is available;
 - 4) simulation settings, such as mesh resolution, convergence criteria, dimensions of the computational domain, boundary conditions.
- b) Validation of the DUT model (numerical evaluations only):
 - 1) description of the tests that were performed and rationale for choosing them;
 - 2) measurement instrumentation;
 - 3) measurement setup and protocol;
 - 4) tabular and graphical comparison of measured and simulated results including statement on applicability of the DUT model for the evaluation of the fields;
 - 5) measurement and numerical uncertainty budgets for the validation of the DUT model.
- c) Performed tests and results:
 - 1) description of the performed testing (positions, etc.);
 - 2) applied normalization of computed results to DUT output;
 - 3) results with respect to compliance assessment.
- d) Uncertainty budget of the overall exposure assessment including particular documentation of the assessment of the uncertainty contribution, if required according to the respective subclauses in 9.3.

Annex A (normative)

Exposure evaluations using approximations

A.1 Limit on current for a WPT coil

For the calculation of the current amplitude I_{mp} at which the B-field limit is reached, a fixed minimum distance d_0 of 10 mm between the exposed person and the coil windings is assumed. The H-field at d_0 is evaluated using Formula (A.1).

$$H(I_0, r, n) = \frac{nI_0}{2\pi d_0} e^{-\frac{r}{d_0}} \quad (\text{A.1})$$

where

I_0 is the coil current per turn;

n is the number of turns;

r is the maximum coil radius (or half of the largest dimensions of non-circular coils);

r_0 is a constant of 21,5 mm;

d_0 is a fixed distance of 10 mm.

Formula (A.1) approximates the exact solution of the magnetic field problem, which avoids the computational evaluation of the Biot-Savart integral.

Figure A.1 shows a comparison of the H-field calculated with Biot-Savart to Formula (A.1) for coil radii between 50 mm and 500 mm. Within this range, the deviation of the approximation from the solution obtained using Biot-Savart is less than 0,25 dB. The current limit at which the B-field limit is reached can be obtained by a simple inversion of Formula (A.1) and is given in Formula (1) of 5.2.2.

While the approach can be regarded as conservative for the quantification of the exposure at distances from the coil larger than d_0 , the following limitations should be considered.

- For coils with many windings along their axis or coaxial windings around their axis, the fields above and below the coil (i.e. along the z -axis for radii less than or equal to the coil radius) can be expected to be higher than the fields at increasing radial distance from the outermost winding. These fields are not considered.
- The minimum distance is fixed. The approach is not applicable if d_0 is less than 10 mm.
- Only a single coil (e.g. either the transmit coil or the receive coil) is considered. Fields from other coils in the environment are assumed to have decayed sufficiently.

If these limitations prevent the application of Formula (A.1), the incident field may be calculated by evaluating the Bio-Savart equation.

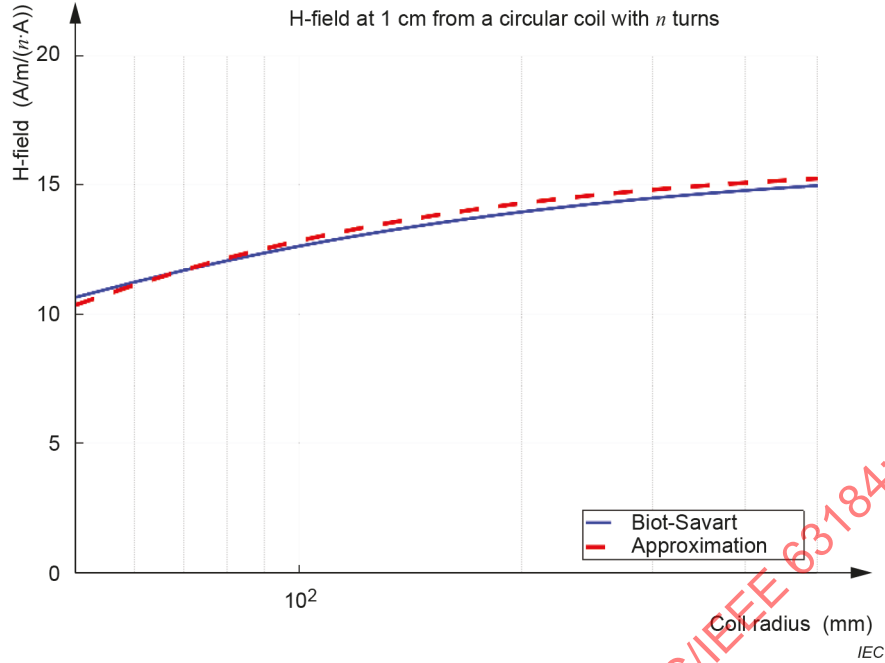


Figure A.1 – Comparison of the H-field with number of turns n at 1 cm from a circular coil calculated with Biot-Savart and with the approximation of Formula (A.1)

A.2 Induced field quantities for comparison with basic restrictions

Above 10 MHz, the upper limit of the peak spatial exposure of a device can be characterized by the maximum transmit power $P_{\max}$ provided that it can be shown that the coupling to the body is not better than with the receiving coil, using Formula (A.2).

$$P_{\max} = SAR_{BR} \times m \quad (\text{A.2})$$

where

SAR_{BR} is the basic restriction of psSAR (Table 1);

m is the averaging mass.

For frequencies from 3 kHz to 10 MHz and for inductive WPT, the induced field levels and SAR can be calculated analytically for known geometry and loop currents ([45], [46]) using Formula (A.3), Formula (A.4), and Formula (A.5):

$$E = \left(\frac{NM\omega I}{2\pi R} \right) \quad (\text{A.3})$$

$$J = \sigma \left(\frac{NM\omega I}{2\pi R} \right) \quad (\text{A.4})$$

$$SAR = \frac{J^2}{\rho\sigma} = \frac{\sigma}{\rho} \left(\frac{NM\omega I}{2\pi R} \right)^2 \quad (\text{A.5})$$

where

N is the number of turns in the transmitter coil;

I is the RMS current in the coil;

ω is the angular frequency;

M is the mutual inductance between the coil and the induced current path inside the body or phantom;

ρ is the mass density of the tissue medium in kg/m³.

The mutual inductance can be calculated using Formula (A.6):

$$M = \mu_0 \sqrt{Rr} \left\{ \left(\frac{2}{\kappa} - \kappa \right) K(\kappa) - \frac{2}{\kappa} E(\kappa) \right\} \quad (\text{A.6})$$

with the argument κ from Formula (A.7):

$$\kappa = \frac{2\sqrt{Rr}}{\sqrt{(R+r)^2 + d^2}} \quad (\text{A.7})$$

where

r is the radius of the coil in m;

d is the distance between the coil and the body in m;

R is the radius of the induced currents in the body or phantom;

$K(\kappa)$, $E(\kappa)$ are the complete elliptic integrals of the first and second kind [45], [46].

NOTE The value of R depends on the dimensions of the exposed body, body part, or phantom. It can typically range from 50 mm, e.g. for the palm of the hand, to 300 mm for the longer axis of the flat phantom specified in IEC/IEEE 62209-1528:2020. For a specific configuration R is determined over an interval from zero to the body (or phantom) size to maximize M . The value of R does not exceed the maximum dimensions of the cross section of the exposed body or phantom in which the currents are induced.

The induced metric can be compared to the corresponding basic restriction limits to determine exposure.

For the application of Formula (A.3), Formula (A.4), and Formula (A.5), quasi-static conditions (7.2) apply. Additional limitations and considerations are specified in the following paragraphs.

In accordance with comparisons to computational solutions, Formula (A.3), Formula (A.4), and Formula (A.5) can be assumed to be valid for coil radii less than half the width of the exposed body phantom. A validation for radii up to 75 mm has been performed in [46]. It should be noted that computational results reported in [45] show a steady increase of the induced J and 10 g psSAR with respect to Formula (A.4) and Formula (A.5), which can reach the order of magnitude 3 dB at a distance 200 mm. The application of the approach given here should therefore be limited to this distance.

A.3 Enhancement or coverage factor

Because the assessment is performed for homogeneous body phantoms as defined in IEC/IEEE 62209-1528, an additional enhancement factor or coverage factor may be applied to take into account enhancements of the induced E due to the dielectric contrasts of inhomogeneous tissues [46]. No correction is necessary for the induced J and psSAR [46], because these values are already conservative in the homogeneous phantom.

NOTE Depending on the relevant national regulations, for the induced E-field this factor is one, or greater than one, as derived in [35].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annex B (normative)

Calibration methods

B.1 General

In this Annex B, methods for calibrating E-field and H-field probes, as well as dosimetric (internal E-field and SAR) probes, separately, are specified. The calibration method for E-field and H-field probes specified in this Annex B is based on Method B of IEEE Std 1309-2013 [47], which applies calculated field strengths, i.e. the probe under calibration is placed in a reference field, which is calculated based on the geometry of the field generator and the measured input parameters of the field generator.

NOTE The lower frequency limit of IEEE Std 1309-2013 [47] is 9 kHz, which is above the lower frequency limit of this document. Because the procedures of IEEE Std 1309-2013 [47] (summarized under Method B) apply calculated field strengths for Helmholtz coils and TEM-cells, they have no theoretical lower frequency limit and can therefore be applied at frequencies below 9 kHz.

For the dosimetric probes the calibration procedures specified in IEC/IEEE 62209-1528 can be used. In the following, the probe under calibration is the device under test (DUT).

Probes shall be calibrated by the manufacturer or by a competent laboratory, e.g. as specified in ISO/IEC 17025 [48], according to the specifications of this Annex B.

B.2 E-field and H-field calibration

B.2.1 Standard field generation methods

Table B.1 lists the devices and setups that are used in the proposed calibration method to generate standard electric field (E-field) and magnetic field (H-field) for calibrations. The field generation devices are classified with respect to the usage, i.e. in frequency, time-domain calibration, or both and the frequency range of applicability. The documents referenced in Table B.1 should be consulted for details not included in this document.

Table B.1 – EM field generation setups for probe and sensor calibrations

Field type	Usage ^a	Field generation	Cross-reference	Procedure
H, E	F, T	TEM cell	IEEE Std C95.3 [49]; IEEE Std 1309-2013 [47]	B.2.3.1
H	F, gradient verification	Helmholtz coil	IEEE Std C95.3 [49]; IEEE Std 1309-2013 [47] IEC 61786-1	B.2.3.2
E	F, T	Parallel plate	IEEE Std 1309-2013 [47] IEC 61786-1	B.2.4.1

^a T = time, F = frequency

B.2.2 Characteristics to be measured

B.2.2.1 Frequency domain calibration parameters

B.2.2.1.1 General

In the frequency domain the parameters to be calibrated for both E-fields and H-fields are specified below.

B.2.2.1.2 Frequency response

Calibration may be performed at one or more frequencies, depending on the application (see Annex A of IEEE Std 1309-2013 [47]).

B.2.2.1.3 Dynamic range

Calibration may be performed at one or more field strengths depending on the intended application (see Annex A of IEEE Std 1309-2013 [47] for example of applications).

B.2.2.1.4 Isotropy

The isotropic response is usually measured in terms of anisotropy (A). According to IEEE Std 1309-2013 [47] this is determined as the maximum deviation from the geometric mean of the maximum response and minimum response. The anisotropy is therefore determined using Formula (B.1):

$$A = \max \left[20 \lg \left(\frac{F_{\max}}{\sqrt{F_{\max} F_{\min}}} \right) - 20 \lg \left(\frac{F_{\min}}{\sqrt{F_{\max} F_{\min}}} \right) \right] \text{ dB} \quad (\text{B.1})$$

where F is expressed in field strength units.

B.2.2.2 Time domain calibration parameters**B.2.2.2.1 General**

In the time domain the parameters to be calibrated for both E-field and H-field are specified in B.2.2.2.2 to B.2.2.2.4.

B.2.2.2.2 Amplitude

Amplitude calibration is the calibration of the sensitivity of the sensor or probe, which represents the transfer function of the sensor for converting an EM field component into an electrical signal. The sensitivity for a sensor is normally specified, and the deviation of the actual sensor response from its specified value shall be calibrated.

B.2.2.2.3 Dynamic range

Calibration may be performed on one or more field strengths, depending on the application. Annex A of IEEE Std 1309-2013 [47] provides requirements for specifying grades of calibration and selection of calibration amplitudes.

B.2.2.2.4 Rise time

Rise time is defined as the duration of the first transition in a pulsed waveform. Rise time for 10 % to 90 % of the signal amplitude shall be measured with an instrumentation system that has a rise time at least five times faster than the response time of the sensor being calibrated. If this setup is not possible, then the response time of the instrumentation system shall be at least as fast as the sensor response time, and deconvolution techniques shall be used to determine the sensor rise time (see, for example, [50]).

B.2.3 Frequency domain calibration

B.2.3.1 Frequency response

B.2.3.1.1 General

The H-field and E-field generation setup for frequency response calibration is shown in Figure B.1. The devices used in the setup are specified in Table B.2. Prior to calibration, the cross coupling between E-fields and H-fields is characterized.

In order to electrically characterize the TEM cell the suggestions provided in Annex B of IEEE Std 1309-2013 [47] should be followed. Besides the orientation with respect to the field, the DUT should be placed within the TEM cell in the area of highest field homogeneity.

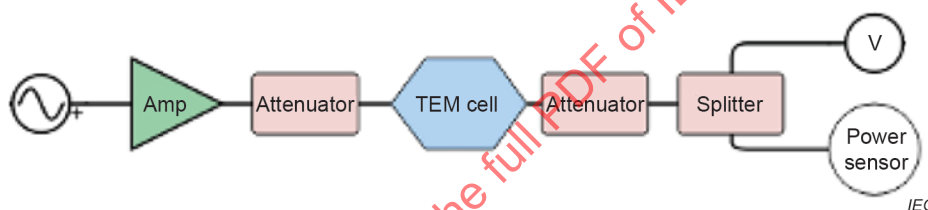


Figure B.1 – H-field and E-field generation setup for probe calibration

Table B.2 – Main components of H-field and E-field generation setups for frequency response calibration

Item	Description
Voltage source (Symbol ~)	To be chosen according to the target voltage
Amp	Amplifier to be chosen with respect to the target maximum H-field or E-field or both
TEM cell	Source of the reference fields
Power sensor	To be chosen according to the target power
V	Voltmeter
Attenuator and splitter	To be chosen according to the target power

B.2.3.1.2 Procedure

- Place the probe inside the TEM cell with one sensor axis aligned to the H-field or E-field.
- Verify that the probe does not distort the incident calibration field.
- Set the voltage source to frequency f_k .
- Set the voltage source amplitude to reach the desired target field strength.
- Record the exact power from the power sensor and correlate it with the actual reference field strength in the TEM cell (H_{TEM} , E_{TEM}).
- Collect the measured H-field and E-field from the DUT (H_{DUT} and E_{DUT} , respectively).

- g) Compare the sensor output H_{DUT} to the reference field H_{TEM} or sensor output E_{DUT} to the reference field E_{TEM} .
- h) Logarithmically sweep over the frequency. Within each decade of the sweep, the frequency shall be increased by the following factors: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- i) Repeat the procedure for the other two axes.
- j) In case of multiple sensors, repeat the procedure for each sensor in the DUT.
- k) Report the maximum deviation $H_{\text{DUT}}/H_{\text{TEM}}$ and $E_{\text{DUT}}/E_{\text{TEM}}$ as a function of frequency.

B.2.3.1.3 Uncertainty for frequency response calibration

Table B.3 shows a template for the uncertainty of frequency response calibration.

Table B.3 – Template for uncertainty in frequency response calibration

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Frequency response system								
1	TEM cell field variation		rect	$\sqrt{3}$		1		
2	TEM cell attenuation		rect	$\sqrt{3}$		1		
3	Field homogeneity		rect	$\sqrt{3}$		1		
4	H-field pre-calculation		norm	1		1		
Probe								
5	Probe anisotropy		rect	$\sqrt{3}$		1		
6	Probe dynamic linearity		rect	$\sqrt{3}$		1		
7	Parasitic E-field sensitivity (for H-field calibration) or H-field (for E-field calibration)		rect	$\sqrt{3}$		1		
8	Spatial averaging		rect	$\sqrt{3}$		1		
9	Gradient detection		rect	$\sqrt{3}$		1		
10	Detection limit		rect	$\sqrt{3}$		1		
11	Readout electronics		norm	1		1		
12	Response time		norm	1		1		
13	Shaping, filtering, signal conditioning		norm	1		1		
14	Probe position		norm	1		1		
Procedure								
15	Nominal position		rect	$\sqrt{3}$		1		
16	Repeatability		norm	1		1		
17	Post-processing		rect	$\sqrt{3}$		1		
Instrumentation								
18	Power sensor calibration		norm	1		1		
19	Power sensor linearity		rect	$\sqrt{3}$		1		
20	Power sensor SNR		rect	$\sqrt{3}$		1		
21	Attenuator or splitter uncertainty		rect	$\sqrt{3}$		1		
22	Mismatch uncertainty		rect	$\sqrt{3}$		1		
23	Broadband harmonic distortion		rect	$\sqrt{3}$		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)			RSS					
Expanded uncertainty ($k = 2$)								

B.2.3.2 H-field dynamic range

B.2.3.2.1 General

The linearity of each H-field sensor in the probe is measured over the full dynamic range. Figure B.2 shows the setup for generating the H-field for the dynamic range calibration, the main components of which are specified in Table B.4.

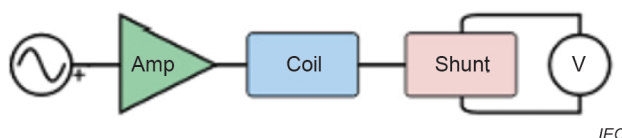


Figure B.2 – H-field generation setup for dynamic range calibration

Table B.4 – Main components of H-field generation setup for dynamic range calibration

Item	Description
Voltage source (Symbol ~)	Chosen according to the target voltage
Amp	Amplifier to be chosen with respect to the target maximum H-field or E-field or both
Coil	Magnetic field source (MFS), e.g. Helmholtz coil
Shunt	Calibrated shunt resistance to be chosen to reach the maximum target H-field
V	Differential voltage probe

B.2.3.2.2 Procedure

- Place the DUT in the centre of the MFS with one sensor axis aligned to the MFS axis.
- Set the generator at the chosen frequency.
- Sweep the H-field amplitude over the dynamic range to be calibrated. For each decade of the sweep, the amplitude shall be increased by the following factors: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Collect H_{DUT} and E_{DUT} from each sensor axis.
- Determine the maximum deviation from linearity of H_{DUT}/H_{MFS} for each sensor axis.
- Repeat the procedure for each sensor in the DUT.
- E/H crosstalk: determine the maximum ratio between sensitivity of H_{DUT} and E_{DUT} from all collected measurements at step d).

B.2.3.2.3 Uncertainty for H-field dynamic range calibration

Table B.5 shows a template for the uncertainty of H-field dynamic range calibration.

Table B.5 – Template for uncertainty in H-field dynamic range calibration

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Dynamic range system								
1	Resonant Helmholtz coil field variation		rect	$\sqrt{3}$		1		
2	Resonant Helmholtz coil cell attenuation		rect	$\sqrt{3}$		1		
3	Field homogeneity		rect	$\sqrt{3}$		1		
4	H-field pre-calculation		norm	1		1		

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Probe								
5	Probe anisotropy		rect	$\sqrt{3}$		1		
6	Probe dynamic linearity		rect	$\sqrt{3}$		1		
7	Parasitic E-field sensitivity		rect	$\sqrt{3}$		1		
8	Spatial averaging		rect	$\sqrt{3}$		1		
9	Gradient detection		rect	$\sqrt{3}$		1		
10	Detection limit		rect	$\sqrt{3}$		1		
11	Readout electronics		norm	1		1		
12	Response time		norm	1		1		
13	Shaping, filtering, signal conditioning		norm	1		1		
14	Probe position		norm	1		1		
Procedure								
15	Nominal position		rect	$\sqrt{3}$		1		
16	Repeatability		norm	1		1		
17	Post-processing		rect	$\sqrt{3}$		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)			RSS					
Expanded uncertainty ($k = 2$)								

B.2.3.3 H-field measurement isotropy

B.2.3.3.1 General

The DUT isotropy is estimated in a homogeneous field for the calibrated range. Isotropy is determined by measuring the deviation of the DUT sensor output from target, under rotation of the DUT around its main axis from 0° to 360° with 15° steps.

The uncertainty is estimated by determining the ratio of the maximum to the average and minimum to the average measured H-field of the rotation for the two cases. The maximum of this ratio is the uncertainty assuming rectangular distribution.

B.2.3.3.2 Procedure

- Place the probe with the main symmetry axis aligned to the field, i.e. polar angle 0°.
- Set the frequency and amplitude of the generator.
- Sweep the azimuthal angle between 0° and 360° with 15° steps.
- Isotropy is the maximum deviation of H_{DUT} from the target, compared to the target value over all angles.

B.2.4 E-field calibration

B.2.4.1 Frequency response (alternative approach)

B.2.4.1.1 General

An alternative to the TEM cell for calibration of the frequency response of the E-field sensor is shown in Figure B.3. The devices used in the setup are specified in Table B.6.

The probes are not calibrated for the measurement of the E-field gradient.

NOTE The SAR induced by capacitive coupling sources decays rapidly with up to the fourth power of the distance. Mainly the E-field directly on the surface of the body contributes to the exposure, whereas the contribution of the E-fields inside the body can be disregarded [25]. Hence, the E-field inside the body, which would be considered by evaluation of the field gradient, is not required for the exposure assessment.

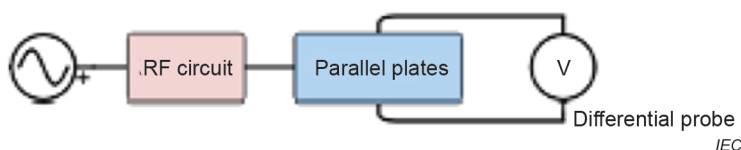


Figure B.3 – E-field generation setup for frequency response calibration

Table B.6 – Main components of E-field generation setup for frequency response calibration

Item	Description
Voltage source (Symbol ~)	Selected according to the target voltage
RF circuit	Generation of a fully differential voltage
Parallel plates	E-field source
V	Differential voltage probe

B.2.4.1.2 Procedure

- Place the DUT in the centre of the parallel plates with one axis aligned to the reference E-field (E_{PP}) direction.
- Set the frequency in the generator.
- Measure the voltage across the parallel plates.
- Logarithmically sweep over the frequency. Within each decade of the sweep, the frequency shall be increased by the following factors: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Collect E_{DUT} and H_{DUT} .
- Determine frequency response parameters: E_{DUT}/E_{PP} .
- Repeat the procedure for the other two axes.
- Repeat the procedure for each E-field sensor in the DUT.
- E/H crosstalk: maximum ratio between sensitivity to E_{DUT} and H_{DUT} from all the frequency points tested across all sensors.

B.2.4.1.3 Uncertainty for E-field frequency response

Table B.7 shows a template for the uncertainty of the E-field frequency response calibration.

Table B.7 – Template for uncertainty in E-field frequency response calibration

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Frequency response system								
1	Parallel plates field variation		rect	$\sqrt{3}$		1		
2	Parallel plates field attenuation		rect	$\sqrt{3}$		1		
3	Field homogeneity		rect	$\sqrt{3}$		1		
4	E-field pre-calculation		norm	1		1		

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Probe								
5	Probe anisotropy		rect	$\sqrt{3}$		1		
6	Probe dynamic linearity		rect	$\sqrt{3}$		1		
7	Parasitic H-field sensitivity		rect	$\sqrt{3}$		1		
8	Spatial averaging		rect	$\sqrt{3}$		1		
9	Gradient detection		rect	$\sqrt{3}$		1		
10	Detection limit		rect	$\sqrt{3}$		1		
11	Readout electronics		norm	1		1		
12	Response time		norm	1		1		
13	Shaping, filtering, signal conditioning		norm	1		1		
14	Probe position		norm	1		1		
Procedure								
15	Nominal position		rect	$\sqrt{3}$		1		
16	Repeatability		norm	1		1		
17	Post-processing		rect	$\sqrt{3}$		1		
Instrumentation								
18	Voltage sensor calibration		norm	1		1		
19	Voltage sensor dynamic		rect	$\sqrt{3}$		1		
20	Voltage sensor frequency response		rect	$\sqrt{3}$		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)			RSS					
Expanded uncertainty ($k = 2$)								

B.2.4.2 Dynamic range

B.2.4.2.1 General

The E-field generation setup for the dynamic range calibration is shown in Figure B.4. The devices used in the setup are specified in Table B.8.

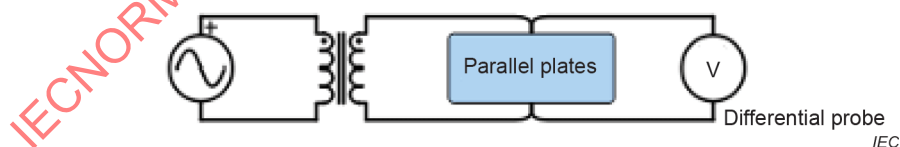


Figure B.4 – E-field generation setup for dynamic range calibration

Table B.8 – Main components of E-field generation setup for dynamic range calibration

Item	Description
Voltage source	Selected according to the target voltage
Transformer	Amplification of voltage
E-field source	Parallel plates
Voltage sensor	Differential voltage probe
Parallel plates	E-field source

B.2.4.2.2 Procedure

- Place the DUT in the centre of the parallel plates with one sensor axis aligned to the reference E-field (E_{PP}) direction.
- Set the generator at the chosen frequency.
- Sweep the reference E_{PP} amplitude over the dynamic range to be calibrated. For each decade of the sweep, the amplitude shall be increased by the following factors: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Collect H_{DUT} and E_{DUT} .
- Determine the deviation from the linearity of E_{DUT}/E_{PP} .
- Repeat the procedure for the other two axes.
- Repeat the procedure for each E-field sensor in the DUT.
- E/H crosstalk: maximum ratio between the sensitivity of E_{DUT} and H_{DUT} from all points.

B.2.4.2.3 Uncertainty for E-field dynamic range

Table B.9 shows a template for the uncertainty of the E-field dynamic range uncertainty.

Table B.9 – Template for the uncertainty of the E-field dynamic range

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Dynamic range system								
1	Parallel plates field variation		rect	$\sqrt{3}$		1		
2	Parallel plates field attenuation		rect	$\sqrt{3}$		1		
3	Field homogeneity		rect	$\sqrt{3}$		1		
4	E-field pre-calculation		norm	1		1		
Probe								
5	Probe anisotropy		rect	$\sqrt{3}$		1		
6	Probe dynamic linearity		rect	$\sqrt{3}$		1		
7	Parasitic H-field sensitivity		rect	$\sqrt{3}$		1		
8	Spatial averaging		rect	$\sqrt{3}$		1		
9	Gradient detection		rect	$\sqrt{3}$		1		
10	Detection limit		rect	$\sqrt{3}$		1		
11	Readout electronics		norm	1		1		
12	Response time		norm	1		1		
13	Shaping, filtering, signal conditioning		norm	1		1		
14	Probe position		norm	1		1		
Procedure								
15	Nominal position		rect	$\sqrt{3}$		1		
16	Repeatability		norm	1		1		
17	Post-processing		rect	$\sqrt{3}$		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)			RSS					
Expanded uncertainty ($k = 2$)								

B.2.4.3 E-field measurement isotropy

B.2.4.3.1 General

The DUT isotropy is estimated in a homogeneous field. Isotropy is determined by measuring the deviation of the DUT sensor output from the target, under rotation of the DUT around its main axis from 0° to 360° with 15° steps. The setup for dynamic range calibration is used.

B.2.4.3.2 Procedure

- Place the DUT with the main symmetry axis aligned to the field, i.e. polar angle 0°.
- Set the generator at the desired frequency and amplitude.
- Sweep an azimuthal angle between 0° and 360° with 15° steps.
- Isotropy is the maximum deviation of E_{DUT} from the target E_{PP} , compared to the mean over all angles.

B.3 Gradient response verification

B.3.1 General

This Clause B.3 specifies the verification of the field probes that are used for the measurement of the field gradient, which are required for the exposure assessment according to 5.2.4.3.

The gradient response shall be verified by means of a well-specified magnetic gradient field source (Table B.1). The measured magnetic field gradient shall be compared to the computational or analytical solution.

B.3.2 H-field gradient verification: Main steps

- A computational model of one or more of the reference coils (Table B.1) is developed, and the H-field is registered with a constant step dr , starting at 5 mm from the coil wire and moving away from the source.
- The gradient (G_{REF}) at each step is analytically estimated using Formula (B.2):

$$G_{\text{REF}} = \frac{1}{0,5 dr} (B_{\text{max}} - B_{\text{min}}) \times (B_{\text{max}} + B_{\text{min}}) \quad (\text{B.2})$$

- Measurements of the H-field generated by the reference coil with the DUT are collected at the same distances used in the simulation. The DUT estimates the gradient (G_{DUT}) at each step.
- G_{DUT} is compared to G_{REF} for $G_{\text{REF}} < 1 \text{ T/m/T}$ and $G_{\text{REF}} > 80 \text{ T/m/T}$.

B.3.3 Uncertainty for H-field gradient verification

Table B.10 shows a template for the uncertainty of the H-field gradient verification.

Table B.10 – Template for uncertainty of the H-field gradient verification

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Gradient verification system								
1	Coil field variation		rect	$\sqrt{3}$		1		
2	Coil cell attenuation		rect	$\sqrt{3}$		1		
3	Field homogeneity		rect	$\sqrt{3}$		1		
4	H-field pre-calculation		norm	1		1		
Probe								
5	Probe anisotropy		rect	$\sqrt{3}$		1		
6	Probe dynamic linearity		rect	$\sqrt{3}$		1		
7	Parasitic E-field sensitivity		rect	$\sqrt{3}$		1		
8	Spatial averaging		rect	$\sqrt{3}$		1		
9	Gradient detection		rect	$\sqrt{3}$		1		
10	Detection limit		rect	$\sqrt{3}$		1		
11	Readout electronics		norm	1		1		
12	Response time		norm	1		1		
13	Shaping, filtering, signal conditioning		norm	1		1		
14	Probe position		norm	1		1		
Procedure								
15	Nominal position		rect	$\sqrt{3}$		1		
16	Repeatability		norm	1		1		
17	Post-processing		rect	$\sqrt{3}$		1		
Simulation								
18	Grid resolution		rect	$\sqrt{3}$		1		
19	Model and exposure location		rect	$\sqrt{3}$		1		
20	Source representation		norm	1		1		
21	Convergence		rect	$\sqrt{3}$		1		
22	Boundary conditions		rect	$\sqrt{3}$		1		
23	Post-processing		rect	$\sqrt{3}$		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)			RSS					
Expanded uncertainty ($k = 2$)								

B.4 Dosimetric probe calibration

B.4.1 General

The calibration method for the dosimetric (i.e. internal E-field and SAR) probe is specified in IEC/IEEE 62209-1528 for the frequency range from 4 MHz to 30 MHz; a two-step procedure and a one-step procedure are specified. A one-step calibration method using a short dipole antenna is presented in [51].

B.4.2 Calibration with short dipole antennas via transmit antenna factor

The reference antennas used here are short dipole antennas designed for operating within the appropriate tissue-equivalent medium liquid.

- a) The transmit antenna factor of the reference dipole antenna (see Figure B.5) is determined as a function of the distance by the two-antenna method according to the following protocol.
 - 1) Position the antennas in the liquid such that their main-beam axes are aligned and at a specified distance d . The antennas shall be placed at least 10 cm away from the walls of the liquid container.
 - 2) Measure the S parameters between the antennas as a function of the distance d .
 - 3) Calculate the power transmission coefficient η by S parameter using Formula (B.3):

$$\eta(d) = \frac{|S_{21}(d)|^2}{(1 - |S_{11}(d)|^2)(1 - |S_{22}(d)|^2)} \quad (\text{B.3})$$

where $|S_{21}(d)|$ is the transmission coefficient, and $|S_{11}(d)|$ and $|S_{22}(d)|$ are the reflection coefficients of the transmit antenna and receive antenna, respectively.

- 4) The transmit antenna factor is given by Formula (B.4) [52]:

$$F(d) = \left[\frac{\sqrt{\eta(d)}}{K(d)} \right]^{1/2} \quad (\text{B.4})$$

$K(d)$ is given by Formula (B.5), and the associated parameters of Formula (B.6), Formula (B.7), and Formula (B.8), assuming a current distribution of piecewise hyperbolic sinusoidal function on the dipole antenna:

$$K(d) = \frac{1}{16\pi} \left\| \frac{\sqrt{\mu_0/\varepsilon}}{[l^e \sinh(\gamma l/2)]^2} \int_{-l/2}^{l/2} e_z(z, l) \sinh[\gamma(l/2 - |z|)] dz \right\| \quad (\text{B.5})$$

$$e_z(z, l) = \frac{e^{-\gamma R_1}}{R_1} + \frac{e^{-\gamma R_2}}{R_2} - 2 \cosh(\gamma l/2) \frac{e^{-\gamma R_0}}{R_0} \quad (\text{B.6})$$

$$l^e = \frac{2 \cosh(\gamma l/2) - 1}{\gamma \sinh(\gamma l/2)} \quad (\text{B.7})$$

$$R_0 = \sqrt{d^2 + z^2}, \quad R_1 = \sqrt{d^2 + (z - l/2)^2}, \quad R_2 = \sqrt{d^2 + (z + l/2)^2} \quad (\text{B.8})$$

where

l is the length of the reference dipole antenna;

$\gamma = \alpha + j\beta$ is propagation constant of the liquid.

b) The following protocol shall be used for evaluating the sensitivity coefficients of the probe (see Figure B.6).

- 1) Position one antenna in the tissue-equivalent medium liquid. The antenna shall be positioned at a minimum distance of 10 cm away from the walls of the liquid container.
- 2) Connect a power source to the input port of the reference antenna. The average electric field produced by the short dipole antenna $E_{th}^{av}(d)$ in the near-field region is given by Formula (B.9):

$$E_{th}^{av}(d) = \left[8 P_{inc} (1 - |\Gamma|^2) \right]^{1/2} F(d) K(d) = \left[8 P_{inc} (1 - |\Gamma|^2) \sqrt{\eta(d)} K(d) \right]^{1/2} \quad (B.9)$$

where

P_{inc} is the incident power;

Γ is the reflection coefficient of the short dipole antenna.

It is recommended to connect a bi-directional coupler to control the input power. Tune the input power so that $E_{th}^{av}(d) \sim 30$ V/m.

- 3) Position the probe in the liquid so that the centre of the detectors is at a distance d from the antenna.
 - 4) Orient the probe to align the direction of the sensor with the polarization of the reference antenna.
 - 5) Measure the voltage $V_{1,meas}$ at the transmitting antenna port.
 - 6) The sensitivity coefficient K_1 for this antenna is $K_1 = V_{1,meas} / E_{th}^{av}(d)$.
 - 7) Repeat step 4) through step 6) for the other two sensors to evaluate K_2 and K_3 .
- c) Using the sensitivity coefficients of the probe, SAR is determined by Formula (B.10):

$$SAR = \left(\frac{V_{1,meas}}{K_1} + \frac{V_{2,meas}}{K_2} + \frac{V_{3,meas}}{K_3} \right) \quad (B.10)$$

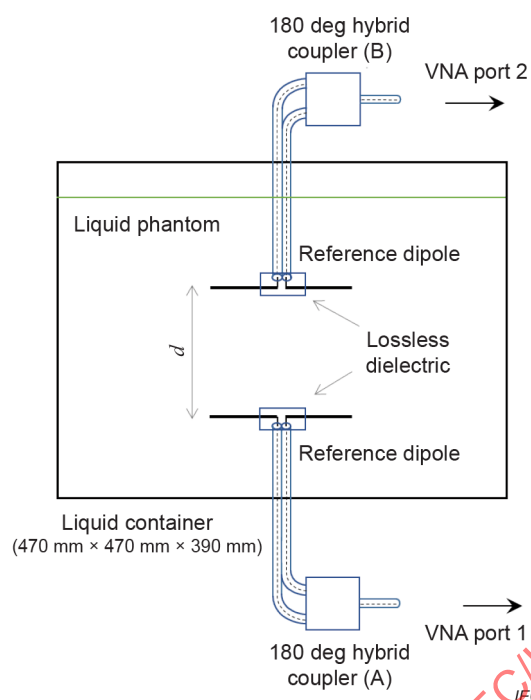


Figure B.5 – Illustration of the transmit antenna factor evaluation setup [51]

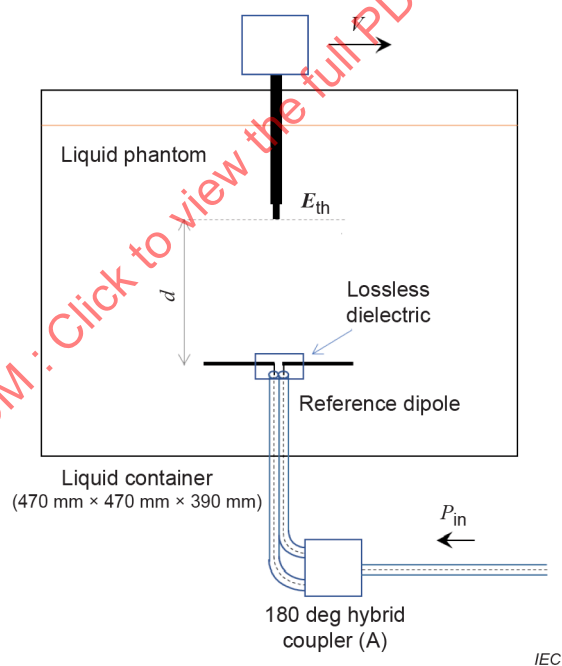


Figure B.6 – Illustration of the sensitivity coefficients evaluation setup [51]

B.4.3 Uncertainty

When performing an uncertainty analysis of the calibration with reference antennas, at minimum the parameters included in Table B.11 shall be considered.

Table B.11 – Uncertainty template for evaluation of average internal electric field produced by short dipole antenna via transmit antenna factor

Item	Quantity x_i (source of uncertainty)	Unc.	Prob. dist.	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
1	Probe position		rect	1,73				
2	Antenna length		rect	1,73				
3	Liquid conductivity		norm	2				
4	Liquid permittivity		norm	2				
5	Transmission coefficients		rect	1,73		1		
6	Reflection coefficient for Tx		rect	1,73				
7	Reflection coefficient for Rx		rect	1,73				
8	Input power		rect	1,73		1		
Combined uncertainty ($k = 1$)			RSS					
Expanded uncertainty ($k = 2$)								

Annex C (normative)

Verification and validation methods for measurements

C.1 General

In this Annex C the system verification and system validation procedures are specified to enable users and third parties to verify the performance of electric and magnetic field measurement systems and procedure by applying well-established protocols.

- Measurement system verification: procedure that uses reference sources to verify that the measurement system is operational and repeatable for the intended measurements.
- Measurement system validation: procedure that uses reference sources to validate that a measurement system meets the accuracy, performance and uncertainty specifications required before it is deployed and also after hardware or relevant software changes are performed.

The verification sources are typically provided by the system manufacturer. They shall fulfil the requirements listed in Clause C.3. Alternative magnetic field sources may be used as reference provided that they have been validated with known uncertainty and that they fulfil the requirements listed in C.3.3. If the psSAR of a WPT system is assessed according to the procedures of IEC/IEEE 62209-1528, the methods for system verification and validation specified therein apply, as well.

C.2 Objective

The measurement system verification provides a fast and reliable method to routinely verify that the measurement system is operational with no system component failures, including probe defects, drifts, or deviation from target performance requirements. The system verification also verifies the repeatability of the measurement system before exposure assessment.

The system verification consists of a complete measurement using simple well-specified reference sources. The system verification is successful if the measured results are within established tolerances. The instrumentation and procedures used for system verification should help ensure the system is ready for performing exposure assessment.

The measurement system validation provides a means to independently evaluate the system against its specifications and its specified uncertainties. The system validation assures that the measurement system provides accurate results.

The validation tests should cover the frequencies and field amplitude and gradient levels supported by an individual measurement system.

The system validation devices shall be different from the sources used for system calibration.

C.3 Measurement setup and procedure for system verification and system validation

C.3.1 General

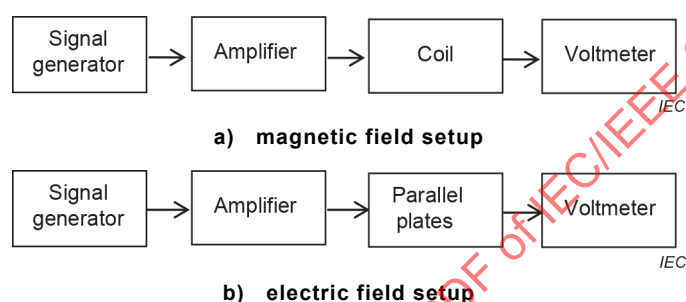
Recommended test setups for magnetic and electric field measurements are shown in Figure C.1.

The requirements of the components used in the setup shown in Figure C.1 are specified as follows.

- The signal generator and the amplifier shall be stable (after warm-up). The signal to the reference source should be high enough to avoid the influence of measurement noise.
- For frequencies up to 150 kHz, the coil shall be connected to a shunt resistance.

To avoid unacceptable field level drifts during system validation and system verification, the equipment shall warm-up for the duration recommended by the manufacturer or manufacturers before any measurement.

For both system verification and validation, target values from the reference sources are previously characterized, e.g. by the manufacturer of these sources. The measurements are normalized with respect to the input current or voltage used for the characterization of the validated sources.



NOTE The test setup can also be integrated in a single device.

Figure C.1 – Recommended test setups for measurement system verification and validation

C.3.2 Measurement system verification: test procedure

The system verification is a magnetic and electric field measurement at a specific position. The results are normalized and compared to the validated target values.

The system verification is successful if both of the following conditions are satisfied:

- if the difference between the normalized measured field level and the computationally validated target value is within the combined uncertainty of the reported expanded uncertainty of the measurement system and the uncertainty of the target values (less than 10 %);

NOTE A lower tolerance with respect to the target values applies because the uncertainty is determined for a well-defined exposure setup with a reduced number of uncertainty components. See also Annex D of IEC/IEEE 62209-1528:2020.

- if, for gradient probes, the difference between the target gradient and the determined gradient is not larger than its uncertainty.

The measured reference value is determined for the individual measurement system after calibration using the same source.

C.3.3 Measurement system validation: test procedure

The validated source used for system validation can be different from the ones used for system verification.

System validation should cover the range of frequencies applicable to the system. If the measurement system covers the entire frequency range of this document, the validation should be performed at 3 kHz, 85 kHz, 400 kHz, 6,78 MHz, and 30 MHz for different gradients (10 T/m/T, 25 T/m/T, and 50 T/m/T). If the measurement system does not cover the entire frequency range, the validation should be performed up to the above-mentioned frequencies that fall within the frequency range used by the system.

The reference sources should be calibrated normalized to current or voltage in amplitude from 0 mm, 2 mm, 5 mm distances from the centre of the source. In addition, the field distribution in the 0 mm, 2 mm, 5 mm planes shall also be provided. Numerical target values with known uncertainties for the preceding distances and planes shall also be provided for validation sources. These requirements apply for predominately H-field, as well as the E-field, verification and validation sources.

The system validation is successful if the difference between the normalized measured field level and the computationally validated target value is within the reported expanded uncertainty of the measurement system.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annex D (informative)

Case study on the dependency of SAR on phantom properties and size

D.1 Phantom properties

This Annex D presents a case study addressing resonant WPT systems operating at frequencies above 4 MHz, which is the lower limit of the frequency range for which the elliptical body phantom is specified (IEC/IEEE 62209-1528). The results of the SAR calculations for the WPT systems operating at close distance from the elliptical phantom and a heterogeneous human body model are compared for different coil orientations with respect to the surfaces of the phantom and the human body. For the elliptical phantom, the dielectric properties of tissue-equivalent medium (IEC/IEEE 62209-1528) are used in the EM simulations, as shown in Table 3. The simulation models are depicted in Figure D.1 and Figure D.2. Three different exposure conditions (A, B, C) for the various orientations of the inductive coils with respect to the human body are considered as shown in Figure D.2. Similar cases A, B, and C are used with the elliptical phantom. In the calculations, two types of WPT coils are considered. The first is the relatively large circular spiral with an outer diameter of 50 cm and small squared spirals with a size of $L \times L = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

The SAR values are calculated for an input power of 1 W with the hybrid MoM/FDTD method. In this study, 10 g-average SAR values are obtained and compared at two frequencies where S_{21} of the WPT system without the human body is maximum. These two resonant frequencies correspond to two modes of the operation of the WPT system which differ by the direction of the induced currents in the coils. Though it is possible to optimize the coil geometries to generate a single resonant frequency by maximizing S_{21} , the WPT system working at two modes with slightly different frequencies is considered here to analyse the effects regarded as more general. The WPT system was designed with the objective to maximize the transmission efficiency at these two frequencies, which are 6,75 MHz to 7,54 MHz for the cases A, B, and C.

NOTE Because of the resonant principle of the inductively coupled coils implemented here, the WPT system operates within a narrow frequency band. The 6 MHz to 7,5 MHz range is considered in this analysis because this frequency band has been adopted as one of the most widely used practical applications of the inductive-type WPT systems.

Figure D.3 compares the obtained SAR values between the elliptical phantom and the human body model. For both the elliptical phantom and human model, relatively higher SAR value is found for case C, in which the vector of the incident magnetic field is normal to the flat surface of the phantoms. In some cases, the results produced with the elliptical phantom substantially underestimate the SAR values obtained with the high-resolution heterogeneous body model.

IEC/IEEE 62209-1528 gives the following rationale for the size of the elliptical flat phantom: "The flat phantom should not be excessively large compared with the size of a human torso."

Similar calculations and comparisons were performed for the WPT system utilizing small-sized coils (see Figure D.4). Squared spirals with the dimensions $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ were used in the simulations. Resonant frequency of WPT system is 6,59 MHz. Similar to the previous WPT model, two exposure conditions (cases A and C) were considered here since case B can be considered the same as case A. The comparison results obtained for the elliptical phantom and heterogeneous human body model are shown in Figure D.5. The elliptical phantom now provides the conservative SAR values for WPT exposure assessment unlike the case of the large size coils.

As compared to the case of the elliptical phantom exposure, heterogeneity introduces a twofold increase in SAR values for some exposure conditions for relatively large WPT systems. However, for small WPT systems, SAR values obtained with the elliptical phantom are conservative compared to those obtained with the human body model. Therefore, in order to provide conservative results with the phantoms having uniform dielectric properties of Table 3, the phantom dimensions should be chosen with respect to those of the DUT. Considering varying sizes of the WPT systems being proposed for different applications, it should be noted that the heterogeneous human body model should be used for the cases of large coils when the coils are large compared to the core of the body. For the assessment of WPT systems with small coils, the elliptical flat phantom should be utilized. Theoretically, it is possible to apply a large-sized flat phantom to capture more of the fields from larger coils and thus to obtain the conservative results, but such a scenario would be unpractical and difficult to realize.

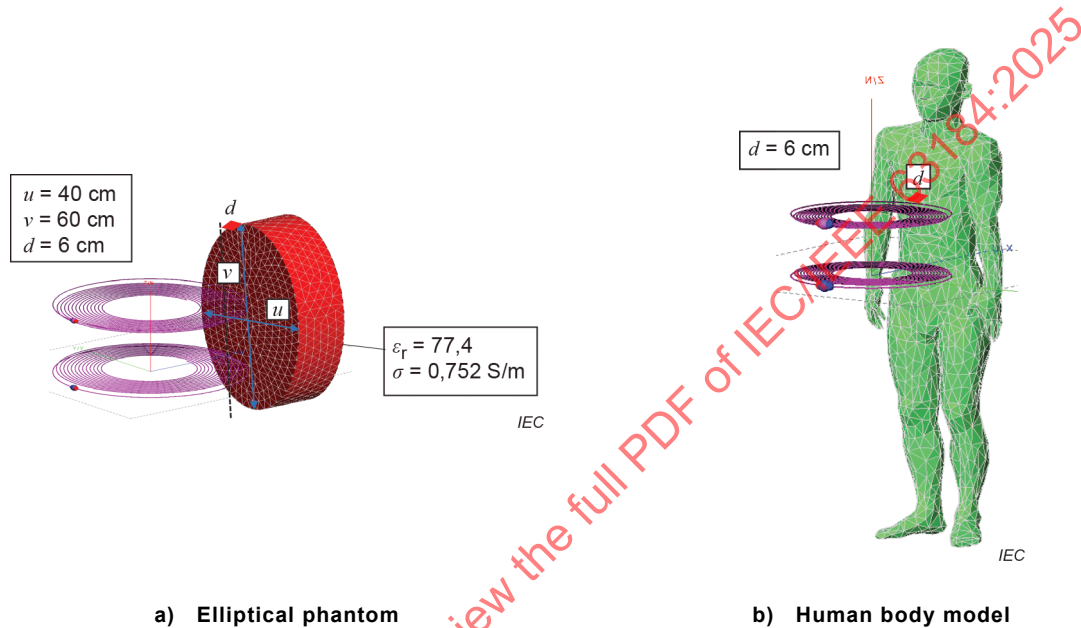


Figure D.1 – Simulation model of large WPT system operating close to a) elliptical phantom and b) human body model

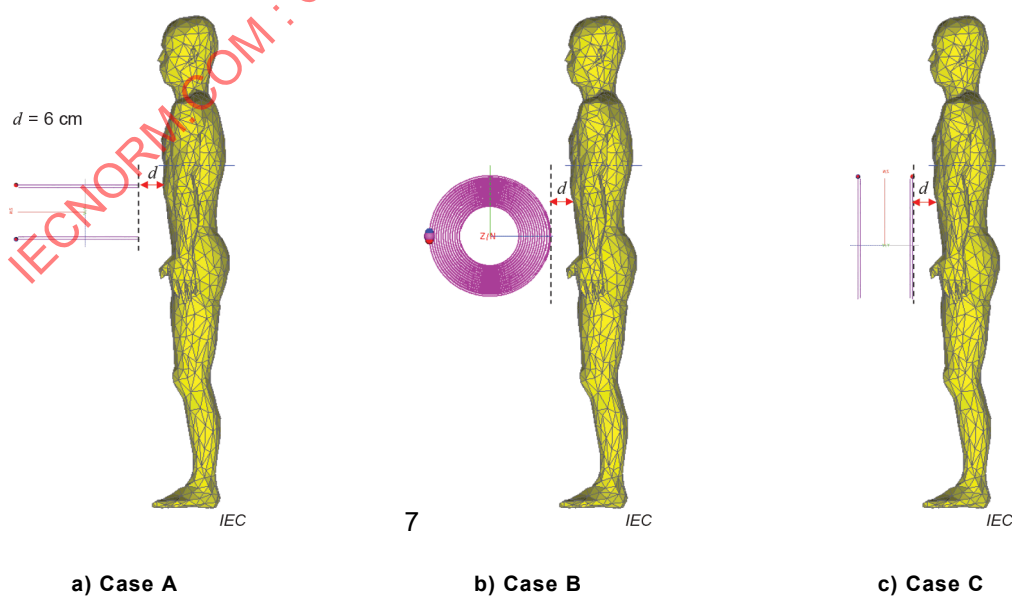


Figure D.2 – Different exposure conditions for human body model

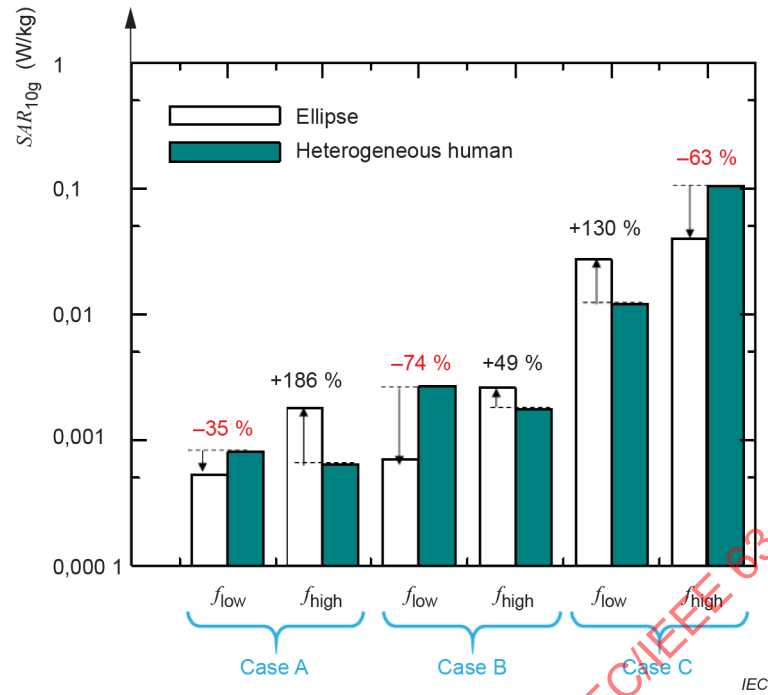


Figure D.3 – Calculated SAR for circular coils with a 50 cm diameter operating at 6 cm from the elliptical phantom and heterogeneous human model

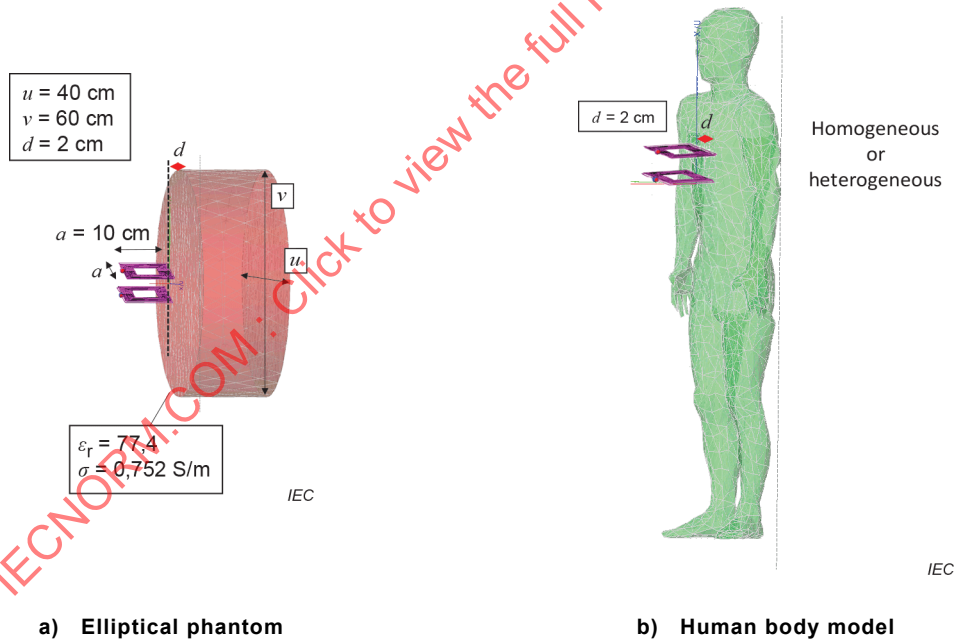


Figure D.4 – Simulation model of small WPT system operating close to a) elliptical phantom and b) human body model

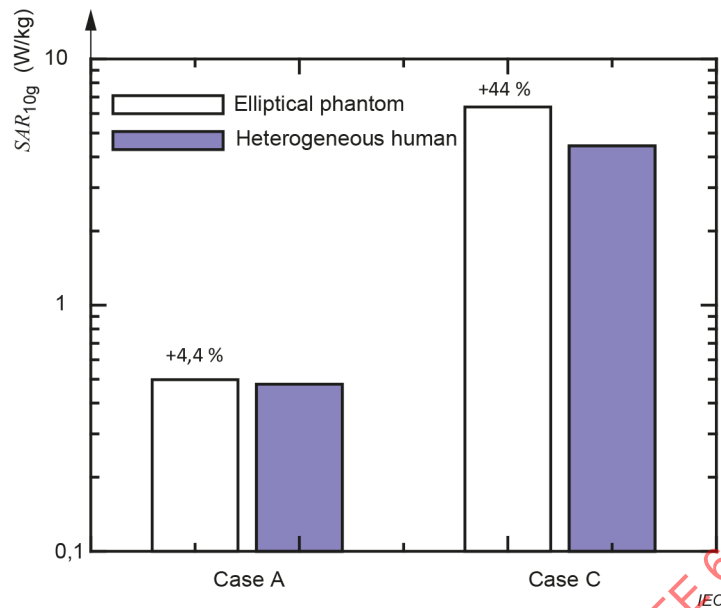


Figure D.5 – Calculated SAR for the small square coils with dimensions 10 cm × 10 cm operating at 2 cm from the elliptical phantom and heterogeneous human model

D.2 Phantom size

For the human exposure assessment of WPT systems, phantoms of different shapes and dimensions can be used. The effect of phantom size variation on the SAR values obtained in the assessment of WPT systems should be considered [52]. In Clause D.2, the results of the EM simulation of simple WPT coils operating close to the elliptical and rectangular phantoms are presented. The following application scenarios of WPT systems operating near the phantoms are considered as shown in Figure D.6: large circular coils are placed normal to the elliptical phantom (case A) and parallel to the elliptical phantom (case C). Here, the exposure conditions are similar to those specified in Clause D.1.

In cases A and C, the distance from the circular coil to the elliptical phantom is fixed at 2 cm while the distance between the coils is 20 cm. Under these conditions, the dimensions of the phantom are changed by varying the ellipse axes u and v and keeping the phantom height fixed (15 cm). The shape of the elliptical phantom is maintained by the unchanged ratio $u/v = 1.5$, i.e. for each next value of u the value of v is changed accordingly. 10 g average SAR has been calculated for each set of u and v at two frequencies where the S_{21} parameter of WPT system is at the maximum. These frequencies have been obtained by the EM simulations and are as follows: $f_{\text{low}} = 6.64$ MHz and $f_{\text{high}} = 7.54$ MHz for case A, $f_{\text{low}} = 6.14$ MHz and $f_{\text{high}} = 7.18$ MHz for case C.

The calculated SAR values versus the smaller ellipse axis v normalized by the outer diameter of the circular coils D are presented in Figure D.7. The results are normalized with the input power of 1 W. For case C (Figure D.7 b)) when the coils are parallel to the phantom, SAR remains almost unchanged for the larger dimensions of the phantom. However, there is a substantial increase of the SAR values when the phantom size decreases and becomes comparable to the coil dimension. Such an effect is not observed in case A (Figure D.7 a)) when the coils are normal to the phantom. SAR experiences a small decrease when the phantom size becomes comparable to the coil dimension.

Similar calculations and comparisons have been performed for the WPT system utilizing small-sized coils (see Figure D.8). In this calculation, only case C was examined. The calculated SAR values versus the smaller ellipse axis v normalized by the small square coil diagonal K (as the largest dimension of the coil) are presented in Figure D.9 a). The frequencies of maximum S_{21} parameter for the case C of small-sized coils are $f_{\text{low}} = 6,59$ MHz and $f_{\text{high}} = 7,64$ MHz. Similar to the large WPT system, the SAR values increase when the elliptical phantom dimension decreases though the increase factor is somewhat smaller. For the larger phantom sizes, the SAR remains practically unchanged. Similarly, the SAR values versus the width of rectangular phantom W normalized by the square coil diagonal K are presented in Figure D.9 b). Again, the SAR values increase significantly when the phantom width decreases and becomes equal to the coil dimension.

SAR increases substantially (by a factor of two) with a decrease in the phantom dimensions for the case C of coils placed parallel to the phantom. 10 g-SAR reaches the maximum when the coil size is comparable to the size of the phantoms. Such an effect is not observed when coils are placed normal to the phantom. It is recommended that the dimensions of the used phantoms be at least two times larger than the size of the WPT coils to evaluate SAR correctly in the exposure assessment of WPT systems. This conclusion is correct for the assessment of the inductive WPT systems formed by the relatively small coils. However, in the case of larger coils, as presented in Clause D.1, the high-resolution heterogeneous body model produces more accurate results and thus should be used for the correct SAR calculations.



NOTE See Figure D.1 for coil dimensions.

Figure D.6 – Layout of large WPT system for exposure condition of a) case A and b) case C with respect to the elliptical phantom surface

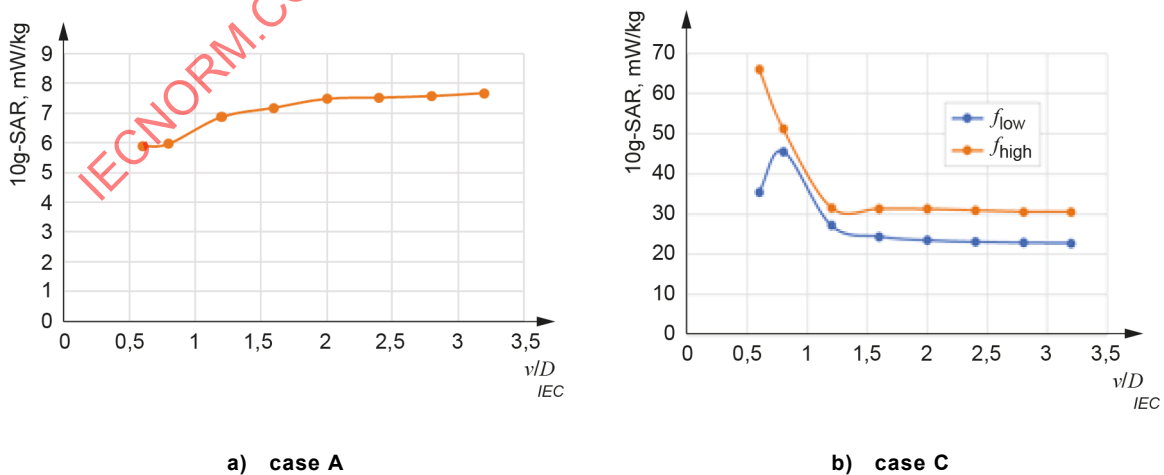
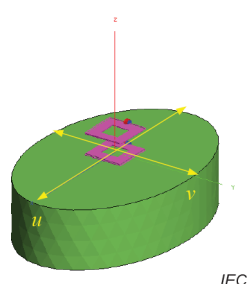
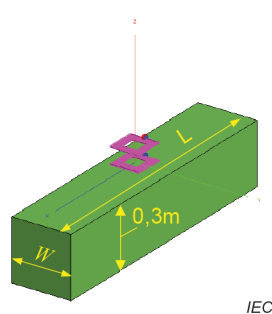


Figure D.7 – Calculated 10 g-averaged SAR versus the smaller axis of elliptical phantom v normalized by coil outer diameter D for a) case A ($f_{\text{high}} = 7,54$ MHz) and b) case C ($f_{\text{low}} = 6,14$ MHz, $f_{\text{high}} = 7,18$ MHz)



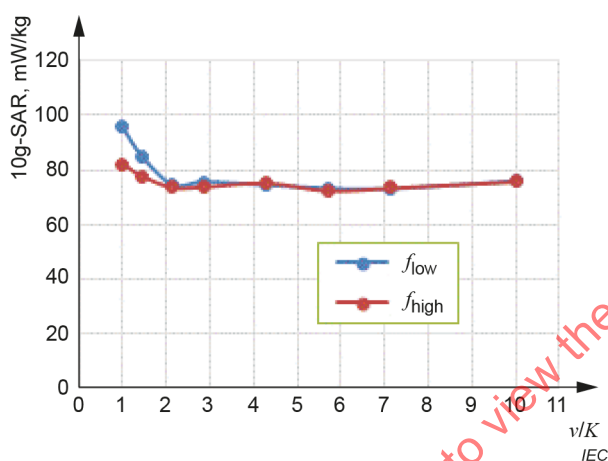
a) elliptical phantom



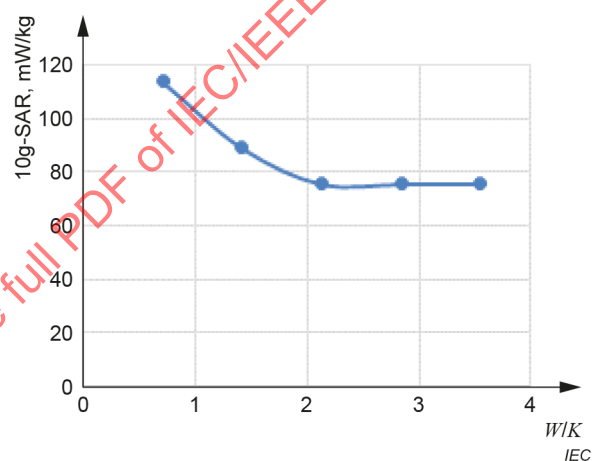
b) rectangular phantom

NOTE See Figure D.4 for coil dimensions.

Figure D.8 – Layout of small WPT system for exposure conditions of case C with respect to a) elliptical phantom and b) rectangular phantom



a) elliptical phantom



b) rectangular phantom

Figure D.9 – Calculated 10 g-averaged SAR versus the smaller axis v or width W normalized by square coil diagonal K for a) elliptical phantom ($f_{low} = 6,6$ MHz, $f_{high} = 7,64$ MHz) and b) rectangular phantom ($f_{low} = 6,59$ MHz)

Annex E (informative)

Extrapolation methods of SAR measurement

E.1 General

Measurements of SAR inside a human-equivalent liquid phantom are a practical method for exposure assessment. However, accurate measurements of SAR are sometimes difficult, especially at a location close to the phantom boundary, owing to the boundary effect; i.e. field disturbance caused by distortion of the scattered field at the probe tip due to the nearby phantom dielectric surface. Hence, an extrapolation method is used to determine the internal electric field or SAR.

E.2 Measurement and interpolation of electric field inside a phantom

E.2.1 General

Two steps to extrapolate the electric field strength inside a liquid phantom are specified below. Note that the total electric field is used for all extrapolations performed in this study.

- a) Measure the electric field distribution inside a liquid phantom (denoted as $|E|$) in the depth direction with a regular increment of Δx . The closest distance to the phantom boundary for the measurements is set to $d_{\min}$.
- b) Determine the fitting parameters for an extrapolation function using the measured electric field data. Then, calculate $|E|$ near the phantom boundary from the extrapolation function.

The parameter with the minimum distance from the phantom boundary $d_{\min}$ should be as far as possible to avoid the boundary effect. However, $d_{\min}$ should also be as close as possible due to the rapid decay of the internal electric field and the limitation of sensitivity of the measurement probe. The parameter $d_{\min}$ may be determined using measurements to fulfil the above requirements. The parameter of the measurement increment Δx should also be determined as accurately as possible to maintain sufficient accuracy for the proposed extrapolation method.

E.2.2 Extrapolation functions

An extrapolation function for the internal electric field should include the effect caused by the decay of reactive near-fields, which depends on the distance from a source, and the medium loss in terms of an exponential decay [53]. Based on these considerations, the following extrapolation functions (indicated as Type-A and Type-B, for Formula (E.1) and Formula (E.2), respectively) may be used to determine the internal electric field close to the phantom boundary.

Type-A:

$$E_{\text{new}}(x) = \frac{A_1}{(x + A_2)^2} e^{-\alpha_0 x} \quad (\text{E.1})$$

where α_0 is an attenuation constant, and A_1 and A_2 are fitting parameters determined by a nonlinear regression method using the Levenberg–Marquardt algorithm [54].

The other type of extrapolation function is specified as a polynomial function by Formula (E.2).

Type-B:

$$E_{\text{poly}}(x) = D_1x^2 + D_2x + D_3 \quad (\text{E.2})$$

The polynomial function in Formula (E.2) is actually applied to an extrapolation of the internal electric field strength inside a liquid phantom placed in the vicinity of a mobile phone, as specified in IEC/IEEE 62209-1528. The fitting parameters D_1 , D_2 , and D_3 are determined by a quadratic regression method using the least-squares algorithm.

E.2.3 Three steps for determination of spatial-peak SAR

The extrapolation function in E.2.2 is utilized to evaluate the maximum local SAR averaged over a cubical SAR averaging volume of a specified mass, which is a basic restriction specified in the exposure guidelines. The 10 g averaged SAR is calculated. The calculation method for the 10 g averaged SAR is specified as follows.

- a) Measure the SAR distribution with a coarse increment of 20 mm on a two-dimensional plane located at a distance as close as possible to the phantom boundary, i.e. not more than 25 mm, to search for the peak of the measured SAR location. The measurement increment is set in accordance with the procedures specified in the IEC/IEEE 62209-1528, which states that the maximum grid spacing should be 20 mm for frequencies below 3 GHz.
- b) Measure the three-dimensional SAR distribution in accordance with the requirements in 7.4.2 of IEC/IEEE 62209-1528:2020 at the local maxima identified in step a). The cube volumes are constructed such that the respective local SAR maxima lie on the surface of the cubes that face the phantom shell. A fine increment of 4 mm is set in conformity with the measurement procedures specified in IEC/IEEE 62209-1528.
- c) Using one of the extrapolation methods proposed in E.2.2, estimate the SAR in the region close to the phantom boundary. The measurement procedure conforms to the well-established IEC/IEEE 62209-1528.

E.2.4 Validation of measurement methods using extrapolation

For SAR measurements, an example of measurement system is constructed and two different types of WPT systems, i.e. solenoid and flat-spiral types, are fabricated for validation purposes [55]. The schematic diagram and photograph of the constructed measurement system are shown in Figure E.1 and Figure E.2, respectively. The SAR probe was calibrated in-house by a calibration system for a SAR probe, which was fabricated by the National Physical Laboratory (NPL, United Kingdom) [56]. The input power was set as 30 W for the temperature measurement and 1 W for the voltage measurement of the probe. The calibration factor for the electric field probe was determined as 9,90 and 9,88 at 6 MHz and 13,56 MHz, respectively. The calibration factor at measurement frequencies was determined by a linear interpolation of the value at these two frequencies. The data readout unit (DAE4) was calibrated by the manufacturer.

The water tank is made of glass. The effect of the glass tank on the SAR inside the liquid phantom was investigated in advance by the method of moments (MoM). The difference in maximum SAR in the measurement plane located 25 mm away from the boundary of the glass tank is less than 0,8 % for the analysis model with and without the glass tank. Consequently, it was confirmed that the effect of the glass tank can be ignored.

Figure E.3 and Figure E.4 show the measured and simulated electric field distributions in the measurement plane located 25 mm away from the phantom boundary for the solenoid and flat-spiral-type WPT systems, respectively. Both measurement and simulation results show similar distributions with differences in maximum $|E|$ of 14 % and 6 % for the solenoid- and flat-spiral-type WPT systems, respectively [53]. The difference in measured $|E|$ can be attributed to the uncertainty of the probe calibration (10,3 %) and the other sources of uncertainty such as probe position, WPT system position, variation in input power, linearity, etc.

Figure E.5 shows the results of 10 g averaged SAR estimated using the type-A extrapolation function when the input power is 10 W. The resonant frequencies used in this analysis are as follows: $f_{\text{low}} = 8,62$ MHz and $f_{\text{high}} = 9,89$ MHz for the solenoid-type WPT system and $f_{\text{low}} = 6,35$ MHz and $f_{\text{high}} = 7,44$ MHz for the flat-spiral-type WPT structure. The cases A, B and C for both solenoid- and flat-spiral-type WPT systems correspond to different orientations of coils with respect to the rectangular liquid phantom [55]:

- orientation A: coil axis parallel to the long axis of the phantom;
- orientation B: coil axis parallel to the short axis of the phantom;
- orientation C: coil axis perpendicular to the larger surface (900 mm × 300 mm × 300 mm) of the phantom.

These orientations are similar to the cases A, B, and C specified in Clause D.1. The difference between the measured 10 g averaged SAR with the type-A extrapolation and the MoM-derived 10 g averaged SAR was found to be less than 29 % for the experiment in this example [53]. The type-A extrapolation function provides a smaller difference in 10 g averaged SAR than the type-B functions in this example.

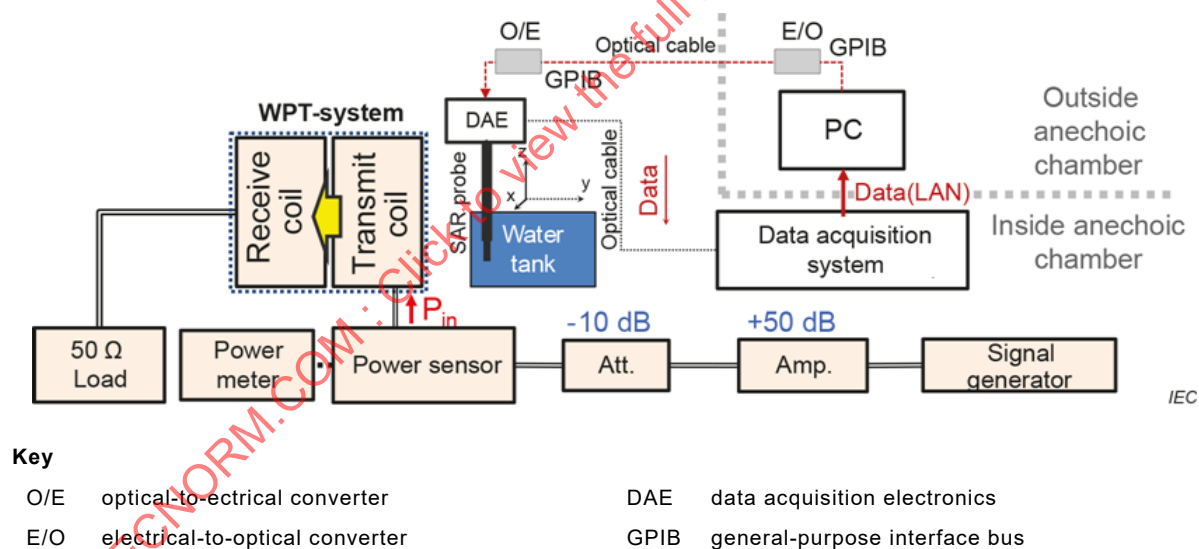


Figure E.1 – Schematic diagram of measurement system

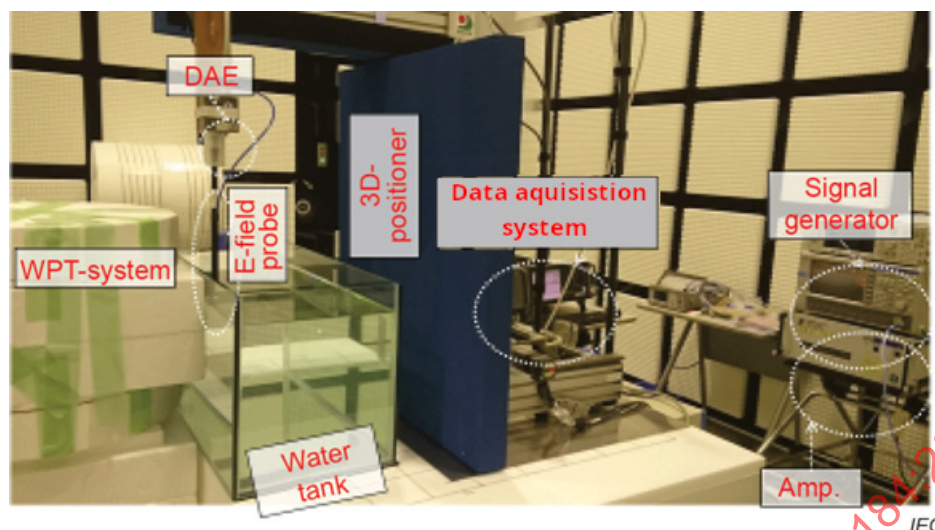
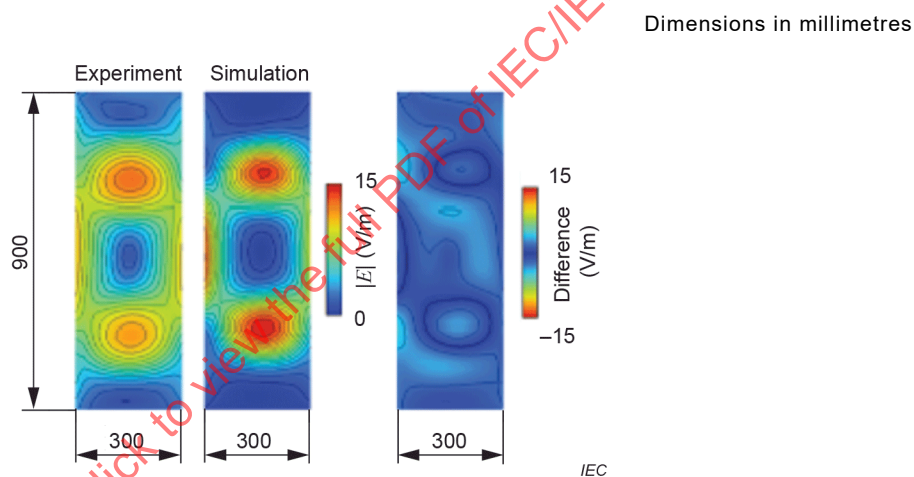


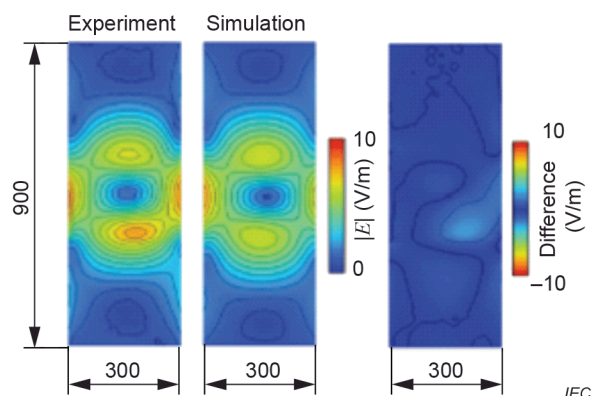
Figure E.2 – Measurement system



NOTE Orientation A is as specified in E.2.4.

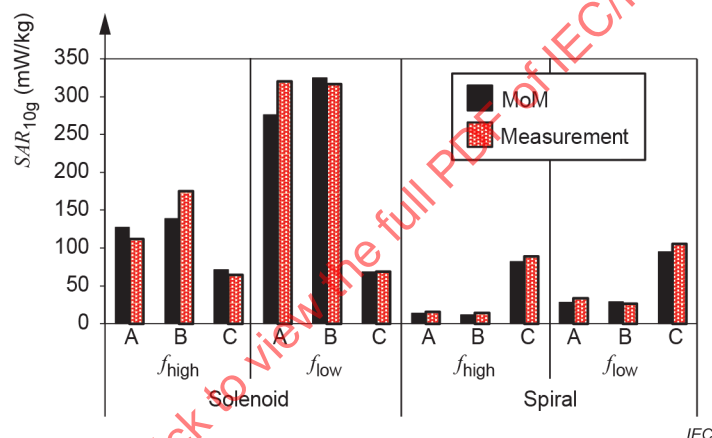
Figure E.3 – Measured and simulated electric field distributions in the measurement plane 25 mm away from the phantom boundary with solenoid-type WPT system positioned parallel to the phantom wall

Dimensions in millimetres



NOTE Orientation A is as specified in E.2.4.

Figure E.4 – Measured and simulated electric field distributions in the measurement plane 25 mm away from the phantom boundary with flat-spiral-type WPT system positioned parallel to the phantom wall



NOTE 1 The orientations, f_{high} and f_{low} are given in E.2.4.

NOTE 2 A, B, C correspond to different orientations of solenoid and spiral coil relative to box-shaped phantom (900 mm × 300 mm × 300 mm).

Figure E.5 – 10 g averaged SAR obtained by measurement, and extrapolation and MoM-derived 10 g averaged SAR

E.2.5 Uncertainty

The measurement procedure for determining 10 g averaged SAR specified in E.2.4 includes the uncertainty factors that should be considered. Table E.1 shows the measurement uncertainty, which has been experimentally derived for the phantom conductivity and the probe calibration and computationally derived for the distance, density, and type-A extrapolation method. In this study, the uncertainty factors include the distance (2 % at 2,5 cm) from the vertical axis to the phantom boundary, conductivity and density of the liquid phantom, the uncertainty due to the probe calibration (5,15 %) and the type-A extrapolation method (8,11 %). Relative permittivity is not considered in this study because its influence is negligible compared with the total uncertainty of the 10 g averaged SAR. The total measurement uncertainty ($k = 2$) is equal to approximately 22 % [53].

The 10 g averaged SAR derived by MoM is determined exactly at its maximum position. The position of 10 g averaged SAR determined from the measurement data might have shifted away from the real maximum position because the measurements were performed with a coarse increment of 2 cm.

Table E.1 – Measurement uncertainty of 10 g averaged SAR

	Tolerance [%]	Probability distribution	Sensitivity coefficient	Degrees of freedom	Standard uncertainty [%]
Distance	2,0	rect	4,56	11	5,26
Conductivity	1,21	norm	1,0	∞	0,61
Density	1,0	rect	1,0	∞	0,577
Probe calibration	5,15	norm	2,0	∞	5,15
Extrapolation method	8,11	norm	2,0	11	8,11
Combined uncertainty					11,0
Expanded uncertainty ($k = 2$)					22,0
NOTE For the tolerance of conductivity, probe calibration, and extrapolation method use $k=2$ [53].					

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annex F (informative)

Computational methods

F.1 General

Different calculation methods can be used for the determination of induced quantities in the human body by an external magnetic field emitted from WPT systems. This Annex F provides an overview of the following calculation methods:

- quasi-static finite element method (Clause F.2);
- scalar potential finite difference method (Clause F.3);
- impedance method (Clause F.4);
- finite-difference time-domain method (Clause F.5);
- hybrid technique of MoM and FDTD method (Clause F.6);
- hybrid technique of FEM and SPFD method (Clause F.7).

Some of these methods apply only to inductive WPT systems, whereas the full wave methods can be applied to both inductive and capacitive WPT systems. Alternative methods may be applied provided that their implementation can be appropriately verified and that their computational uncertainties can be assessed. Because the information given in this Annex F is not sufficient for application, the source materials referred to should be reviewed.

All these methods are based on the resolution of the macroscopic Maxwell's equation. The choice of a precise method for the resolution is based on various criteria including calculation time.

F.2 Quasi-static finite element method

The finite element method (FEM) with cubic elements may be used to assess exposures from WPT systems. Under the quasi-static assumption and simply-connected domains, the electric field in the body can be represented as in Formula (F.1):

$$\mathbf{E} = -\nabla \phi - \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{A}_0 \quad (\text{F.1})$$

where

ϕ is the electric scalar potential;

$\mathbf{A}_0$ is the vector potential of the incident magnetic field.

Due to the continuity condition, the electric scalar potential in the body satisfies the following elliptic partial differential equation of Formula (F.2):

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \phi = -\nabla \cdot \sigma \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{A}_0 \quad (\text{F.2})$$

with the boundary condition from Formula (F.3):

$$\mathbf{n} \cdot \sigma (\nabla \phi + \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{A}_0) = \frac{\partial}{\partial t} Q_s \quad (\text{F.3})$$

where

σ is the conductivity;

Q_s is the surface charge induced by the incident electric field.

For modelling the exposure to a magnetic field, Q_s is set to zero and $\mathbf{A}_0$ is calculated analytically. The exposure to the external electric field is modelled in two steps. First, the external electric potential in air is determined assuming that the body is a perfect electric conductor by solving Formula (F.4) and boundary conditions of Formula (F.5):

$$\nabla \cdot \varepsilon_0 \nabla \phi_{\text{ext}} = 0 \quad (\text{F.4})$$

$$\begin{cases} \mathbf{n} \cdot \nabla \phi_{\text{ext}} = -\mathbf{n} \cdot \mathbf{E}_0, & \text{on outer boundary} \\ \nabla \phi_{\text{ext}} = 0, & \text{on body surface} \end{cases} \quad (\text{F.5})$$

where

$\mathbf{E}_0$ is the incident electric field;

ε_0 is the permittivity of air.

In Formula (F.5), it is assumed that the outer boundary is at a sufficient distance so that the perturbation of the incident field due to the body is negligible at the boundary.

The induced charge Q_s in each voxel on the body surface is calculated from the normal component of the external electric flux density, and the internal potential is determined by solving Formula (F.2) and Formula (F.3).

The electric scalar potential equations – Formula (F.2) and Formula (F.4) – are discretized using Galerkin FEM with piecewise linear basis functions. The elements are cubical, and the degrees of freedom are the values of the electric potential at the corners of each cube. This results in a sparse matrix equation for the unknown scalar potential values. The matrix equation can be combined with the geometric multigrid method and solved iteratively [57], [58].

F.3 Scalar potential finite difference method

The scalar potential finite difference (SPFD) method sets the branch current instead of the loop current. Defining scalar potentials (unknowns) at each node of a voxel, a branch current flowing from one node to a neighbouring one along the side of the voxels is derived, which includes a vector potential due to the applied magnetic fields and impedance between the nodes. By applying Kirchhoff's current law at all nodes, simultaneous equations are then set. The potential is then solved iteratively. The electric field along the side of the voxel is obtained by dividing the difference of the potentials between the nodes of the voxel by the distance across the nodes and adding the vector potential, with Formula (F.6).

$$\sum_{n=1}^6 S_n \phi_n - \left(\sum_{n=1}^6 S_n \right) \phi_0 = j\omega \sum_{n=1}^6 (-1)^n S_n l_n A_{0n} \quad (\text{F.6})$$

where

S_n is the edge conductance derived from tissue conductivity;

ϕ_n is the scalar potential;

l_n is the length between nodes;

ω is the angular frequency;

A_{0n} is the magnetic vector potential.

The matrix equations for SPFD are solved by an iterative matrix solver. An algebraic or geometric multigrid method can be also combined into the method to accelerate the computation [57], [58].

F.4 Impedance method

The impedance method (IM) models an inhomogeneous human body as a three-dimensional impedance network [59], [60]. Each voxel is associated with the relative permittivity corresponding to the location in the human body model. Since the impedance is assigned at each edge of the voxel, the impedances are determined by an average of the relative permittivities of four adjacent voxels, e.g. using Formula (F.7) for an impedance along the x -direction:

$$z_x|_{i,j,k} = \frac{1}{j\omega\epsilon_0\hat{\epsilon}_a} \frac{l_x}{l_y l_z} \quad (\text{F.7})$$

where

ω is the angular frequency;

ϵ_0 is the free-space permittivity;

l_x, l_y, l_z are the edge lengths in the x -, y -, and z -directions, respectively;

$\hat{\epsilon}_a$ is the average complex relative permittivity, i.e. Formula (F.8) for the x -direction:

$$\hat{\epsilon}_a|_{i,j,k} = \frac{\hat{\epsilon}|_{i,j,k} + \hat{\epsilon}|_{i,j+1,k} + \hat{\epsilon}|_{i,j,k+1} + \hat{\epsilon}|_{i,j+1,k+1}}{4}, \quad \hat{\epsilon}|_{i,j,k} = \epsilon_r|_{i,j,k} + \frac{\sigma|_{i,j,k}}{j\omega\epsilon_0} \quad (\text{F.8})$$

and

$\epsilon_r|_{i,j,k}$ and $\sigma|_{i,j,k}$ are the relative permittivity and conductivity, respectively, associated with the voxel at the location indexes i, j , and k .

After the impedance network has been constructed, the induced loop currents at each voxel face are then determined by applying an electromotive force due to Faraday's law and solving the system of equations with the successive over-relaxation (SOR) method. After the loop currents are obtained, the line currents along the edges of each voxel can be calculated from four loop currents surrounding each edge and the current at the centre of each voxel is determined by averaging the four-line currents in each direction. Finally, the internal electric field is then computed using Formula (F.9), e.g. for the z -component electric field,

$$E_z^{\text{in}}|_{i,j,k} = \frac{I_z^c|_{i,j,k}}{\sigma|_{i,j,k} + j\omega\epsilon_0\epsilon_r|_{i,j,k}} \frac{1}{l_x l_y} \quad (\text{F.9})$$

where

$I_z^c|_{i,j,k}$ is the z -component current at the centre of the voxel at the location indexes i, j , and k .

F.5 Finite-difference time-domain method

The finite-difference time-domain (FDTD) method, as first proposed by Yee in 1966, is a method for full-wave analysis [61]. It was first used to evaluate absorption in heterogeneous tissues in 1975 [62]. In this method, electric and magnetic fields are directly discretized in the time and space domain, respectively, and the central difference is used in the discretization process. The mesh is based on cubical cells. Mathematically speaking, the algorithm is called a leap-frog. The update equations are used in a leap-frog scheme to incrementally march the E-fields and H-fields forward in time. Since the method is an explicit time domain method, the matrix computation which is usually complicated is not needed. Also, the method is suitable for parallel computing [63], [64], [65]. The computational region is truncated by an open boundary condition [66], [67]. IEC/IEEE 62704-1 specifies methods for the assessment of the psSAR using the FDTD method and for the evaluation of its associated computational uncertainty.

F.6 Hybrid technique of MoM and FDTD method

The concept of the hybrid MoM and FDTD (MoM/FDTD) method [68], [69] can be used. There are two analysis regions: the MoM, which includes metallic structures such as coils or loops of WPT systems, and the FDTD method, which includes biological bodies such as a human body. J_a and J_h are electric current densities residing on the WPT systems and polarization current densities inside a biological body, respectively. The polarization current densities J_h are determined using Formula (F.10) ([70], [71]):

$$J_h(r') = j\omega \frac{\epsilon_r - \epsilon_0}{\epsilon_r} D(r') = j\omega(\epsilon_r - \epsilon_0) E(r') = j\omega\epsilon_0 \left(\epsilon_r - 1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \right) E(r') \quad (\text{F.10})$$

where

ω is the angular frequency;

ϵ_r is the complex relative permittivity;

ϵ_0 is the free-space permittivity;

ϵ_r, σ are the relative permittivity and conductivity of biological tissues, respectively;

$E(r')$ is the total electric field at a location r' .

Then, the polarization current over a volume cell having dimensions of $\Delta x \times \Delta y \times \Delta z$, where Δx , Δy , and Δz are the spatial increments in the x -, y -, and z -axes, respectively, is determined as using Formula (F.11):

$$I_h(\mathbf{r}') = J_h(\mathbf{r}') \Delta x \Delta y \Delta z = j\omega\epsilon_0 \left(\epsilon_r - 1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \right) \mathbf{E}(\mathbf{r}') \Delta x \Delta y \Delta z \quad (\text{F.11})$$

This polarization current will be used in the calculation of the scattered field from biological bodies.

Calculation procedures of the MoM/FDTD method are as follows.

- a) Apply an incident voltage at the antenna terminal and determine the current distribution J_a on the WPT system.
- b) Radiated or scattered electric fields E^{s1} at an observation point in the FDTD region are calculated by using Formula (F.12):

$$\mathbf{E}^{s1}(\mathbf{r}) = jk_0\eta_0 \int \left[\mathbf{J}_a(\mathbf{r}') + \frac{1}{k_0^2} \nabla \nabla' \cdot \mathbf{J}_a(\mathbf{r}') \right] G_0 d\mathbf{r}' \quad (\text{F.12})$$

where

k_0 is the wavenumber;

η_0 is the intrinsic wave impedance;

G_0 is the dyadic free-space Green's function;

$R = |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|$;

$\mathbf{r}$ is an observation point,

$\mathbf{r}'$ is a source point.

Calculated electric field E^{s1} is then transformed into the time-domain sinusoidal waveform to be used as an incident field in the FDTD method.

- c) The total electric field, along with the SAR, inside biological bodies are calculated with the FDTD method. After the variation in the SAR or internal electric field at the consecutive time step is less than 10^{-5} , the FDTD calculation stops.
- d) The polarization current inside biological bodies is calculated. Since the cell size in the FDTD method is small (on the order of one-tenth to one-twentieth of the wavelength at analysis frequency) the polarization current inside a cell can be considered infinitesimal. Consequently, the scattered electric fields at an arbitrary observation point outside the biological bodies can be calculated by using Formula (F.13) and Formula (F.14):

$$\mathbf{E}^{s2}(\mathbf{r}) = -jk_0 \sum_{p=1}^{N_d} \frac{e^{-jk_0 R_p}}{4\pi R_p} \left\{ \eta_0 (\mathbf{J}_p - \mathbf{p}_p) + \frac{\eta_0 D}{jk_0} (\mathbf{J}_p - 3\mathbf{p}_p) \right\} \quad (\text{F.13})$$

$$\mathbf{p}_p = \frac{(\mathbf{R}_p \cdot \mathbf{j}_p) \mathbf{R}_p}{R_p^2}, \quad D = \frac{1}{R_p} \left(1 + \frac{1}{jk_0 R_p} \right), \quad \mathbf{R}_p = \mathbf{r} - \mathbf{r}_p \quad (\text{F.14})$$

where

N_d is the number of voxels comprising biological bodies;

$$\mathbf{j}_p = \mathbf{I}_h(\mathbf{r}_p)$$

$\mathbf{r}_p$ is the centre coordinate of the p th voxel.

- e) Induced voltages on metallic elements in the MoM region are calculated by the conventional MoM procedures using the scattered field in step d) as an incident field. Since they are treated as an additional source in the MoM, $\mathbf{J}_a$ obtained in this step is added to those obtained in the previous iterations.

Step b) through step e) are then repeated until the convergence of the antenna input impedance or input power is reached.

F.7 Hybrid technique of FEM and SPFD method

In this hybrid technique [72], the external magnetic induction field $\mathbf{B}$ is solved using any finite element method (FEM) approach [73], [74], while the internal electric field $\mathbf{E}$ is evaluated with the SPFD specified in Clause F.3. Specifically, the values of the current on the coils are needed to calculate the magnetic field behaviour while considering the ferromagnetic materials (e.g. shielding ferrite) and conductive materials (e.g. the car chassis). The resulting magnetic field is then exported with a fixed grid resolution and imported in any low-frequency (LF) magneto-quasi-static (MQS) solver based on the SPFD method, which has shown to work up to about 10 MHz [75]. In this method, the electric field is obtained starting from the knowledge of the magnetic vector potential $\mathbf{A}$.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annex G (informative)

Averaging algorithms

G.1 Current density averaging over an area

G.1.1 General

The averaged current density J_{av} according to [4] is calculated on a circular surface with an area A_0 . The tissues of the anatomical models in which J_{av} is calculated should distinguish the following groups:

- central nervous tissue;
- peripheral nervous tissue;
- other tissues.³

Depending on the algorithm to calculate the induced fields, the anatomical models are meshed using either Cartesian voxels or tetrahedra. Each voxel or tetrahedron is assigned a single tissue which belongs to one of the three groups and which has one particular electric conductivity value. For the calculation of J_{av} in an anatomical model, its tissues should be selected from one or more of the groups listed above. Voxels or tetrahedra with unselected tissues should be disregarded by the averaging algorithm.

For the calculation of J_{av} , the current density vector should be determined for each voxel (G.1.2) or tetrahedron (G.1.3) and then averaged over one or more voxels or tetrahedra (G.1.4). The maximum J_{av} of all voxels or tetrahedra should be reported.

G.1.2 Calculation of the current density in a Cartesian voxel

For Cartesian computational meshes or voxel based meshes, a current density vector is calculated for each voxel. The twelve E-field components are calculated by linear interpolation of the vector components on the E-fields on the voxel edges (Figure G.1) into the voxel centre using Formula (G.1) for each of the ($i = x, y, z$) components in turn.

$$E_i = \frac{1}{4}(E_{1i} + E_{2i} + E_{3i} + E_{4i}) \quad (G.1)$$

The current density vector is calculated by multiplying the interpolated E-field vector by the electrical conductivity assigned to the voxel.

³ This document uses the term “nervous tissue”; some literature uses formal or informal synonymous terms such as “neural tissue,” “nerve tissue.”

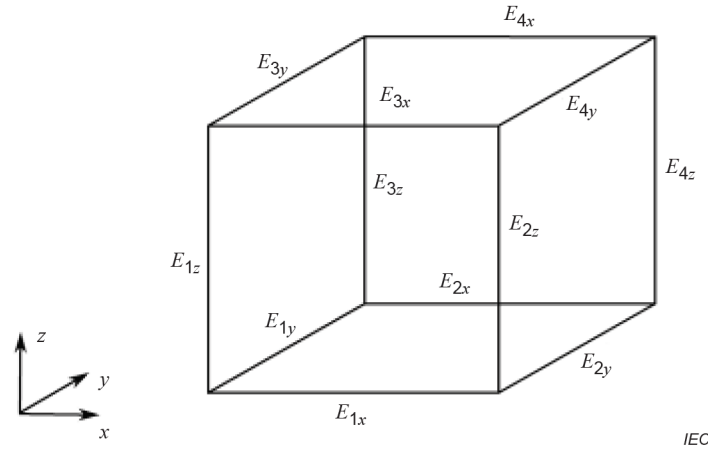


Figure G.1 – Field components on voxel edges

G.1.3 Calculation of the current density in a tetrahedron

For the calculation of the current density in the tetrahedra, the electric field vector should be calculated in the gravitational centre of each tetrahedron by evaluation of the respective finite elements. It should then be multiplied by the conductivity assigned to the respective tetrahedron.

G.1.4 Calculation of J_{av}

Current density J_{av} should be evaluated for all points sampled on a rectilinear grid at a step width of $\sqrt{A_0}/10$ or alternatively for each voxel or tetrahedron according to the following steps.

- Determine the direction of the current density vector $\mathbf{j}_v$ at point v or in the centre of the current voxel v or tetrahedron v in terms of the normalized vector $\mathbf{n}_v$.
- Determine a circle with the area A_0 and the direction of the current density of the normal vector.
- Triangulate the circle with a maximum edge length of $\sqrt{A_0}/10$.
- Initialize two variables I_v and A_v to zero. These variables contain the current and the area contributing to J_{av} of the current voxel v or tetrahedron v .
- Calculate the contribution of each triangle t in the circle to the averaged current density J_{av} irrespective of its tissue group:
 - Determine the current passing through each triangle I_t by multiplying the current density vector calculated in its centre by the normalized vector $\mathbf{n}_v$ and the dimensions of the respective triangle.

NOTE 1 The current through the triangle t can be very different from the current of the voxel v or tetrahedron v for which J_{av} is evaluated. Only the part of the current that is parallel to the current of the voxel v or tetrahedron v is considered.

- If I_t is positive, add it to I_v and add the area of the current triangle t to A_v .
- After iterating over all triangles of the circle, calculate J_{av} by dividing I_v by A_v .

NOTE 2 This algorithm automatically adapts the size of the averaging area to structures or current paths of the cross sections which are thinner than the area of the averaging circle (e.g. peripheral nerve cords) and reduces the dimensions of the averaging area at tissue–air interfaces. As a result, excessive overestimation due to a reduced averaging area is precluded.

The current density vector should be phase maximized. If the phase information is contained in a complex valued E-field, the corresponding phase maximized current density components can be approximated with the signed complex E-Field amplitudes. For an isotropic material, this means Formula (G.2) applies for each of the ($i = x, y, z$) components in turn:

$$J_i = \sigma \times \text{sgn}(\text{Re}\{E_i\} + \text{Im}\{E_i\}) \times \sqrt{(\text{Re}\{E_i\})^2 + (\text{Im}\{E_i\})^2} \quad (\text{G.2})$$

where

J_i is the respective $i = x, y, z$ component of the current density;

E_i is the respective $i = x, y, z$ component of the electric field;

σ is the conductivity associated with the location of the E-field components;

sgn is the signum function.

NOTE 3 The signum function of the sum of the real and imaginary parts of the E-field components yields the sign of the greater of the two parts.

G.2 Internal E-field

G.2.1 General

The internal E-field E_{ind} induced by exposure to the incident E-field or H-field may be evaluated in terms of the local electric field or averaged over a volume or along a distance, depending on the requirements of the applied exposure guidelines. National regulations can apply. Guidance on the evaluation is given in G.2.2, G.2.3 and G.2.4. The maximum internal E-field evaluated according to G.2.2, G.2.3 or G.2.4 is referred to as pE_{ind} . Refer to 6.2 on the measurement of pE_{ind} .

G.2.2 E-field averaging in a cubical volume

G.2.2.1 General

Two methods are proposed for the averaging of the E-field in a cubical volume. The dosimetric results obtained from these two methods are regarded as equivalent.

G.2.2.2 Generic construction of the E-field averaging volume

- The averaged E-field in a selected tissue group within cubical volumes should be evaluated using the following algorithm in case of anatomical voxel models.
- The magnitude of the local E-field should be interpolated at the centre points of each voxel.
- For each centre point, a cube C_{avg} with initial edge length $d_1 = 2 \text{ mm}$ should be constructed.
- For each voxel which belongs to the selected tissue group, its volume inside C_{avg} should be added up to V_{avg} .
- While V_{avg} is smaller than 8 mm^3 , the edge length d_1 should be increased to approximate $V_{\text{avg}} = 8 \text{ mm}^3$, but only as long as $d_1 < d_{1,\text{max}} = 4 \text{ mm}$.

NOTE With this limitation, in the case of a voxel model with a thin nerve of 0,5 mm diameter, the E-field in this nerve would be averaged over a length of 4 mm, i.e. 8 voxels, instead of 32 mm with 64 voxels. A larger $d_{1,\text{max}}$ of, for example, 8 mm could also be used.

- The final V_{avg} should not exceed 8 mm^3 by more than 0,1 %, the smallest V_{avg} , and its d_1 and its centre point should be reported.

- g) For the final V_{avg} all local E-field magnitudes should be multiplied by their virtual voxel's partial volume inside C_{avg} and summed up. The sum should be divided by V_{avg} . The resulting E_{avg} should be assigned to the centre voxel.

In case of anatomical surface models, the preceding algorithm should be used assuming virtual voxels around sampling points of an equidistant rectilinear grid. In this case, each virtual voxel belongs to the tissue found at its centre.

G.2.2.3 Construction of the E-field averaging volume based on psSAR calculation

The following method is based on the psSAR averaging algorithm specified in IEC/IEEE 62704-1:2017 for Cartesian meshes and in IEC/IEEE 62704-4:2020 for tetrahedral meshes. Implementations of this algorithm for psSAR calculation can be adapted for the calculation of the averaging of the E-field in a cubical volume by replacing the input quantities.

The input parameters of the algorithm are replaced as follows.

- The spatial distribution of the power density is replaced by the spatial distribution of the magnitude of the E-field.
- The tissue density is replaced by a unitless constant value in all lossy tissues.

The averaged E-field in a cubical volume is then calculated following the procedures specified in IEC/IEEE 62704-1:2017 and IEC/IEEE 62704-4:2020.

In case of inhomogeneous regions or air boundaries, the algorithm will grow the cubes until they contain the required volume of the tissue to be evaluated.

G.2.3 E-field averaging along an averaging distance

G.2.3.1 General

The averaged E-field along an averaging distance should be evaluated by calculating the voltage difference ΔV on two points in a tissue or a group of tissues and dividing it by the averaging distance d_a . It is assumed that quasi-static conditions are met (G.1.3) such that the E-field integral over the distance d_a can be regarded as independent from the actual integration path. For exposure to E-fields at higher frequencies or to magnetic sources, the E-field integral can no longer be assumed to be independent of the integration path. The E-field averaging algorithm should consider this by finding a path that maximizes the integral of the E-field vector along this path. For typical mesh resolutions in anatomical models, the computational effort for rigorous search of the path that maximizes the E-field integral can be assumed to significantly exceed available resources.

Hence, the integration path of the E-field is constructed following the direction of the E-field vector starting in the tissue groups that are evaluated. For the quasi-static case, this method will identify the path that correctly calculates the voltage difference ΔV if the mesh resolution is sufficiently fine. For the general case, this method is expected to yield convergent results if the mesh resolution is refined.

If the E-field in the domain of interest is assumed to depend on the phase of the field source, the maximum search should be performed by integrating the real part of the E-field vector for seven different phase steps of 45° of the field source.

The tissues of the anatomical models in which E_{av} is calculated should distinguish the following groups:

- central nervous tissue;
- peripheral nervous tissue;
- other tissues.

Depending on the algorithm to calculate the induced fields, the anatomical models are meshed using elements, i.e. either Cartesian voxels or tetrahedra. Each element is assigned a single tissue which belongs to one of the three groups. For the calculation of E_{av} in an anatomical model, its tissues should be selected from one or more of the groups listed above. Elements with unselected tissues should be disregarded by the averaging algorithm.

To improve the accuracy, e.g. in case of large tetrahedra of higher finite element order, virtual voxels can be used as elements in the following algorithm. These should be created by sampling the volume with a constant sampling step $d_0 < d_a/5$.

G.2.3.2 Algorithm to construct the integration path

The integration of the E-field vector along a path with the length of the averaging distance d_a should be performed based on the following assumptions:

- Each element that belongs to the selected group of the three tissue groups listed in G.2.3 should be used as a starting point for the integration path.
- For each element, the E-field vector should be linearly interpolated into or evaluated in its gravitational centre. The reference location for each element should be assumed to be in the gravitational centre, as well.

The integration path should be determined using the following the steps.

- a) Establish two variable arrays that store: 1) the dot product of the E-field vector and its direction, and 2) the location of the gravitational centre of the element.
- b) At the starting element, determine the direction of the E-field vector and the dot product of the E-field vector and its direction. Store the result and the location of the vector in their respective variable arrays.
- c) Identify the face of the element through which the current direction vector passes. If the direction vector passes through an edge or vertex, all faces adjacent to this edge or vertex should be considered in the next steps.
- d) For the faces identified in step c), identify the elements that share these edges.
- e) If no elements can be identified in step d), disregard the current starting element and proceed to the next one.
- f) For all elements identified in step d), determine the one with the maximum $|E|$. Store this $|E|$ and its location as part of the path for the current starting element.
- g) Calculate the distance covered by the path. If the distance is less than $d_a/2$, return to step c) and add the next element.
- h) Proceed from c) with the inverse direction accordingly.
- i) Calculate the sum of the stored $|E|$ and scale it to the target distance d_a . Assign it to the current starting element.
- j) Proceed to the next starting element and return to step b).

Report the overall maximum of all elements. If no maximum could be determined (see step e)) over the entire computational domain, report an error message.

G.2.4 Maximum local E-field

The maximum local E-field without averaging over a specific volume with the help of computational methods can be prone to discretization uncertainties or stair-casing errors. Discretization uncertainties are quantified as part of the computational uncertainty assessment (9.3). For the demonstration that the maximum local E-field is not affected by stair-casing errors, the maximum E-field should be evaluated by applying the methods specified for cubical averaging in Clause G.2 for decreasing dimensions of the averaging volume. The absence of stair-casing errors should be demonstrated by showing the convergence of the averaged E-field to the maximum obtained for the minimum applied volume, i.e. by evaluating the averaged E-field as a function of the dimensions of the averaging volume. The minimum applied volume should be in the order of magnitude of the dimensions of the voxel or mesh cell at the location of the maximum local E-field. It should be noted that the location of the averaging volume may change while its dimensions are reduced, which may lead to discontinuities of the averaged E-field. These discontinuities can be avoided by limiting the region within which the maximum averaged E-field is searched.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annex H (normative)

Code verification and model validations

H.1 Code verification

H.1.1 General

The implementation of a computational code shall be verified for technical correctness by the manufacturer or the user according to the benchmarks specified in Annex H and in the referenced documents. The verification shall be performed by the manufacturer and documented such that the user can reproduce it. Only a code which has been verified according to the methods specified here shall be used for determining the induced quantities in the human body for WPT systems. This Annex H specifies or references benchmark tests for the verification of full-wave and quasi-static methods, as well as for the required averaging techniques listed in 7.3.

Full wave finite element and finite-difference time-domain codes shall be verified according to the protocols specified in IEC/IEEE 62704-1 and IEC/IEEE 62704-4.

Where no reference results are provided with this document, the solver results shall be verified by comparison to an analytical solution or to the average of three independent solvers. Maximum deviations of 5 % are acceptable for unaveraged field quantities and 10 % for averaged field quantities unless specified otherwise.

Code manufacturers should publish their verification results for the purpose of verification.

NOTE The tolerance for the averaged field quantities is higher than for the unaveraged field quantities because of implementation-specific differences of the averaging algorithms. Such differences do not affect the computation of the unaveraged field quantities.

H.1.2 Quasi-static codes

H.1.2.1 General

According to Table 4, different quasi-static algorithms can be applied to computationally quantify the exposure of the human body. Hence, no comprehensive methodology can be specified that would be appropriate for the verification of all applicable codes and their implementations. Therefore, to verify the implementation of a quasi-static algorithm, its computational results should be compared to those given for the benchmark.

H.1.2.2 Homogeneous sphere exposed to magnetic field

The current density induced in a homogeneous sphere by a Helmholtz coil shall be evaluated at a frequency of 1 kHz and compared to reference results. The sphere has a radius of 0,5 m and is positioned in the centre between two circular concentric loops. Its conductivity is $\sigma = 0,2$ S/m. For a Helmholtz coil, both the radii of the loops and their separation distance are $a = 1$ m. The current density shall be evaluated within the sphere on the radial axis of the two circular loops starting in the centre of the loop and using a step size of 10 mm.

The results shall be compared to the analytical solution of the following paragraphs. Various notations and formulations are used across the electromagnetics literature covering the analytical solution for near fields from a small circular loop antenna. The analytical solution in this document is based on the formulation, derivation, and notation of [76]; use of alternative formulations can be acceptable, e.g. [77].

The B-field on the radial axis in the z -normal centre plane between the two loops ($z = 0$) of the Helmholtz coil is given by Formula (H.1).

$$B_z(\rho) = \frac{\mu_0 I}{\pi} \frac{1}{\sqrt{(a+\rho)^2 + a^2/4}} \left[K(\kappa) - \frac{3a^2/4 - \rho^2}{(a-\rho)^2 + a^2/4} E(\kappa) \right] \quad (\text{H.1})$$

where

I is the loop current, and ρ is the position on the radial axis. $K(\kappa)$ and $E(\kappa)$ are the complete elliptic integrals of the first and second kinds with the argument using Formula (H.2):

$$\kappa = \sqrt{\frac{4a\rho}{(a+\rho)^2 + a^2/4}} \quad (\text{H.2})$$

The ϕ -component of the current density in the lossy sphere can then be calculated using Formula (H.3):

$$J_\phi(\rho) = -j\pi f \sigma \rho B_z(\rho) \quad (\text{H.3})$$

where f is the frequency of 1 kHz.

The maximum permissible deviation of the numerical results from the reference results for $0 \text{ m} \leq \rho \leq 0,45 \text{ m}$ is $\pm 2,0 \%$.

H.1.3 Quasi-static codes for the calculation of the incident magnetic field

H.1.3.1 General

Depending on the application, quasi-static codes for the calculation of the induced fields may merely calculate the fields in coils with known currents or may additionally calculate induced eddy currents in metallic conductors in the environment of the coil or the exposed body.

H.1.3.2 Loops with known currents by evaluation of Biot-Savart's law

The correct implementation of interpolation and superposition of vector field components shall be verified by evaluating the fields from three loops L_1 , L_2 , and L_3 with currents of different amplitudes I and phase offsets ξ at a frequency of 1 kHz. The loops shall have diameters of 200 mm. The normal axis of the first loop shall be aligned with the z -axis of the coordinate system, the normal axis of the second loop shall be aligned with the x -axis of the coordinate system centred with its centre point on the origin, and the normal axis of the third loop shall be aligned with the y -axis of the coordinate system. The distances between the feed points shall be 150 mm along the x -axis of the coordinate system. The loops shall be modelled as perfectly conducting filaments.

The amplitudes and phases of the loop currents are given in Table H.1. The x -, y - and z -vector components of the magnetic fields shall be evaluated on a cubical surface with edge length of 600 mm centred about the origin. See Figure H.1 for the definition of the coordinate system and the angles. On the surfaces of the cube, evaluation points are specified on a rectilinear lattice with a spacing of 5 mm. All magnetic vector field components of the fields calculated with the software under test shall be compared to reference results on the cube surface. Only vector components that are at least 5 % of the maximum field amplitude shall be considered for the comparison. The maximum deviation of the H-fields shall be reported in Table H.1. The maximum permissible deviation from the reference results is $\pm 5,0$ %

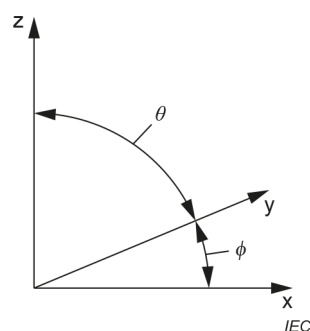


Figure H.1 – Coordinate system and angles

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Table H.1 – Interpolation and superposition of vector field components for loop currents I and phase offsets ξ

Excitation	Amplitudes and phases	Observed deviation from reference on 600 mm cube
consecutive	$L_1: I_1 = 1 \text{ A}, \xi_1 = 0$	
	$L_2: I_2 = 0,5 \text{ A}, \xi_2 = 90^\circ$	
	$L_3: I_3 = 2 \text{ A}, \xi_3 = 180^\circ$	
	$L_1: I_1 = 2 \text{ A}, \xi_1 = 0$	
	$L_2: I_2 = 2 \text{ A}, \xi_2 = 90^\circ$	
	$L_3: I_3 = 2 \text{ A}, \xi_3 = 0^\circ$	
	$L_1: I_1 = 1 \text{ A}, \xi_1 = 180^\circ$	
	$L_2: I_2 = 0,5 \text{ A}, \xi_2 = 90^\circ$	
	$L_3: I_3 = 2 \text{ A}, \xi_3 = 180^\circ$	
simultaneous	$L_1: I_1 = 1 \text{ A}, \xi_1 = 0$	
	$L_2: I_2 = 0,5 \text{ A}, \xi_2 = 90^\circ$	
	$L_3: I_3 = 2 \text{ A}, \xi_3 = 180^\circ$	
	$L_1: I_1 = 2 \text{ A}, \xi_1 = 0$	
	$L_2: I_2 = 2 \text{ A}, \xi_2 = 90^\circ$	
	$L_3: I_3 = 2 \text{ A}, \xi_3 = 0$	
	$L_1: I_1 = 1 \text{ A}, \xi_1 = 180^\circ$	
	$L_2: I_2 = 0,5 \text{ A}, \xi_2 = 90^\circ$	
	$L_3: I_3 = 2 \text{ A}, \xi_3 = 180^\circ$	
The observed deviation from the reference results shall be inserted into the third column.		

H.1.4 Averaging algorithms

H.1.4.1 General

At present code verification is only available for calculating the peak spatial average SAR as specified in H.1.4.2. Subclause H.1.4 specifies recommended procedures for other averaging algorithms.

Subclauses H.1.4.3 through H.1.4.6 specify recommended procedures for other averaging algorithms. For those, a constant H-field vector with an amplitude of 1 A/m at a frequency of 100 kHz shall be assumed inside the anatomical model. The anatomical model shall be discretized using voxels with edge lengths of up to 1,0 mm, or tetrahedra with edge lengths of up to 2,0 mm for FEM of lowest order or 5,0 mm for FEM of second lowest order. The procedures shall be applied considering: a) central nervous tissue, b) peripheral nervous tissue, and c) all body tissues. Anatomical model(s) used shall be reported.

H.1.4.2 Peak spatial-average SAR

For computational algorithms operating on Cartesian meshes, such as FDTD or QS-FD, the verification of the calculation of the peak spatial average SAR shall be performed in accordance with IEC/IEEE 62704-1. For computational algorithms operating on other meshes, the verification shall be performed in accordance with IEC/IEEE 62704-4. Particular considerations for extremity tissues are specified in 6.2.1 of IEC/IEEE 62704-1:2017. These also apply to the SAR averaging according to IEC/IEEE 62704-4.

H.1.4.3 Whole-body average SAR

A constant E-field vector with an amplitude of 1 V/m shall be assumed inside the anatomical model. The whole-body average SAR according to 7.3.3 shall be calculated. The whole-body average SAR shall be reported.

H.1.4.4 Averaged current density over an area

The direction of the field vector shall be varied over the solid angle in steps of 45° in θ -direction (five steps) and ϕ -direction (nine steps). See Figure H.1 for the definition of the coordinate system and the angles. For all combinations of ϕ and θ , the averaged current density shall be calculated according to the algorithm of Clause G.1. It shall be applied over: a) central nervous tissue, b) peripheral nervous tissue, and c) all body tissues. The area A_0 shall be set to 1 cm^2 . Results shall be reported over the entire body.

H.1.4.5 Averaged E-field in a cubical volume

Three averaged E-fields shall be evaluated for orientation of the H-field vector along the x -, y -, and z -axes. The E-field shall be averaged over a volume of 8 mm^3 . Results shall be reported over the entire body.

H.1.4.6 Averaged E-field along a line

The direction of the field vector shall be varied over the solid angle in steps of 45° in θ -direction (five steps) and ϕ -direction (eight steps). For all combinations of ϕ and θ , the algorithm of G.2.3 shall be applied over: a) central nervous tissue, b) peripheral nervous tissue, and c) all body tissues. The E-field shall be averaged over a distance d_a of 10 mm. Results shall be reported over the entire body.

H.2 Model validation

H.2.1 General

Evaluation of the exposure with basic restrictions can be performed in an entirely computational approach or in a combined computational and measurement approach. Both approaches require the measurement of the incident field at the location of the anatomical body model or phantom. In the frequency range where a full-wave evaluation is required, the impact of the electrical load of the anatomical body model or phantom on the field source should be considered appropriately.

H.2.2 Recommendations for the development of the computational model

The development of a computational model of a WPT system as DUT for exposure assessment requires the selection of the appropriate details to be represented in the computational domain. In many cases, not all required information is available. Hence, only general recommendations for the development of the computational model are provided here.

- The model of the field source should be based on its original CAD data.
- If possible, all conducting and magnetic parts of the field source should be integrated into the model.
- All parts of the environment that are relevant for the distribution and amplitude of the incident fields should be integrated in the model (body of a car, magnetic shielding, etc.).
- Depending on the frequency range, the currents of the DUT may be assumed to be constant over the entire extension of its coils.
- The real operation conditions of the field source should be considered to determine the current amplitudes for inductive WPT systems or the charge distribution on the conducting parts of capacitive WPT systems. These conditions include control circuits, charging status of the battery, etc.

H.2.3 Determining the validity of the field source

The validation of the computational model of the field source shall be performed according to the following steps.

- a) Establish a set of evaluation points encompassing the volume of the exposed anatomical body model or phantom according to the following steps:
 - 1) Determine the bounding box of the phantom. Note that the bounding box should touch the case of the DUT such that it includes the overall field maximum.
 - 2) Determine the H-field maximum on the bounding box, as a reference point for the H-field measurements.
 - 3) Determine the E-field maximum (if applicable) on the bounding box, as a reference point for the E-field measurements.
 - 4) As validation points, determine four additional points around the field maxima (H-field, and E-field if applicable) forming the corner points of a square with the field maximum in its centre aligned to the bounding box. The edge length of the square should be approximately 40 % of the coil diameter. Determine lines perpendicular to the square surface at each corner point. The length of the lines is the mean diameter of the coil. At least three points should be measured on these lines. The points should be distributed at equal distances in the range of 10 mm to 20 mm from one another.
 - 5) In case of multiple maxima within 3 dB of the absolute maximum, this procedure should be repeated. Maxima caused by the symmetry of the coil need not be evaluated additionally.
- b) In the frequency range where a full wave evaluation is required, i.e. when the conditions for the quasi-static approximation do not hold, the coupling or back scattering caused by the dielectric load (human tissue) should be considered. The dielectric load can be a phantom that is equivalent to the exposed human body at the location where the exposure is evaluated.
- c) If no dielectric load is present, measure the incident field (E-field or H-field amplitudes) distribution in the volume established in step a). The error due to the field gradient shall be smaller than 1 dB (9.2.8 and Clause B.3). The measurements shall include the entire exposed volume. If this is not possible, the distance to the exposure boundary shall not exceed 10 mm. If a dielectric load is present, measure the incident field on the surfaces both in front of and behind the dielectric load, or measure the induced field using a dosimetric probe.
- d) Normalize the measured field data, $v_{\text{ref},n}$, to the measured output power or coil currents.
- e) Determine the measurement uncertainty, U_{ref} , of the evaluation according to Table 5.

- f) Normalize the computational near-field data $v_{\text{sim},n}$, (simulated E-field or H-field amplitude) to the simulated output power or coil currents.
- g) Determine the computational uncertainty U_{sim} of the near-field evaluation according to Table 6.
- h) At every point n for which $v_{\text{ref},n}$ or $v_{\text{sim},n}$ is larger than 5 % of the maximum measured or simulated value $\text{MAX}_n(v_{\text{sim},n} | v_{\text{ref},n})$ validate whether the deviation between the measured value at point n , $v_{\text{ref},n}$ and the simulated value $v_{\text{sim},n}$ is within the combined uncertainty of U_{ref} and U_{sim} by evaluating Formula (H.4).

$$E_n = \sqrt{\frac{(v_{\text{sim},n} - v_{\text{ref},n})^2}{(v_{\text{sim},n} \times U_{\text{sim}(k=2)})^2 + (v_{\text{ref},n} \times U_{\text{ref}(k=2)})^2}} \leq 1 \quad (\text{H.4})$$

If the deviation is within the combined measurement and computational uncertainty (Table 7), i.e. if $E_n \leq 1$ for every considered point, the DUT model is valid. The uncertainty of the DUT model is the combined uncertainty of U_{ref} and U_{sim} . If $E_n > 1$, the DUT model is not valid and shall be revised.

NOTE The subscript "ref" in the preceding expressions refers to the measurement reference results.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annex I (informative)

Use cases of magnetic field exposure assessment

I.1 EV WPT – electric passenger car

I.1.1 General

The procedure for these use cases cannot be generalized beyond the conditions specified in this Annex I. In case other conditions, e.g. conductive ground, different posture, are evaluated, the applicability of these procedures should be demonstrated.

I.1.2 Determination of user position

Three physical regions are specified, to facilitate EMF safety management of the wireless charging system as shown in Figure I.1 and Figure I.2 below 100 kHz ([2], [75]).

- Region 1 is the entire volume beneath the bottom surface of the vehicle. It is assumed for the purposes of this Annex I and Annex K that the wireless power assemblies are mounted to operate within a portion of this volume. Region 1 is bounded by the extension of a vertical plane below the perimeter of the bottom surface of the vehicle. For example, the outer surfaces of the bumpers and rocker panels of a certain vehicle would define such a perimeter.

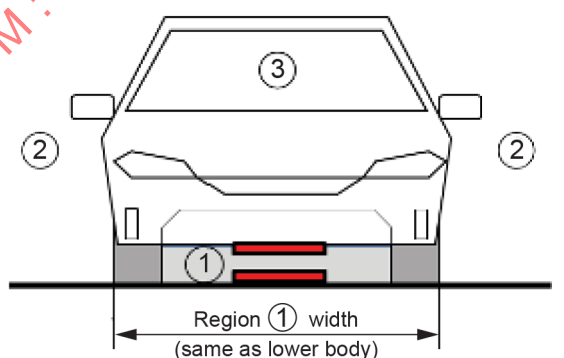
Human reaches under, lies under or stands in a service pit under the vehicle.

NOTE This region is not within the scope of Annex I, because it is anticipated that safety interlocks or controls are used to prevent direct contact or very close approach to WPT devices that are expected to be placed under the vehicle. See Annex K.

- Region 2 is the volume outside the exterior surfaces of the vehicle, except that volume defined as Region 1.

Human stands beside the vehicle or sits on exterior surfaces.

- Region 3 is the volume inside the vehicle, including the cabin and any accessible volume such as an engine compartment or storage area.



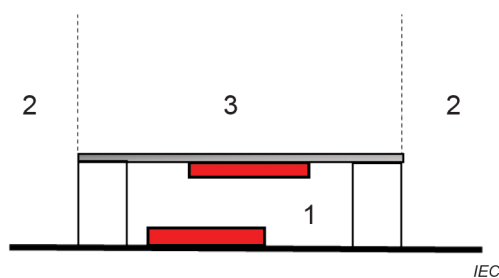
Key

Region 1: Area of operation

Region 2: Area surrounding the vehicle

Region 3: Vehicle interior

Figure I.1 – Example for regions of protection, for ground mounted systems (vehicle) [78]



Key

- 1 Area of operation
- 2 Area surrounding the vehicle
- 3 Vehicle interior

Figure I.2 – Example for regions of protection, for ground mounted systems (using vehicle mimic plate)

I.1.3 Assessment procedures considering direct effects for WPT system for EV

I.1.3.1 General

There are four steps to assess the exposure of WPT for EV charging use and to demonstrate conformity with the basic restrictions or reference levels or both as specified in Figure I.3 and based on Figure 2 below 100 kHz. Any of the four steps shown in Figure I.3 and Figure 2 can be selected, depending on which is the most practicable for the exposure scenario.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

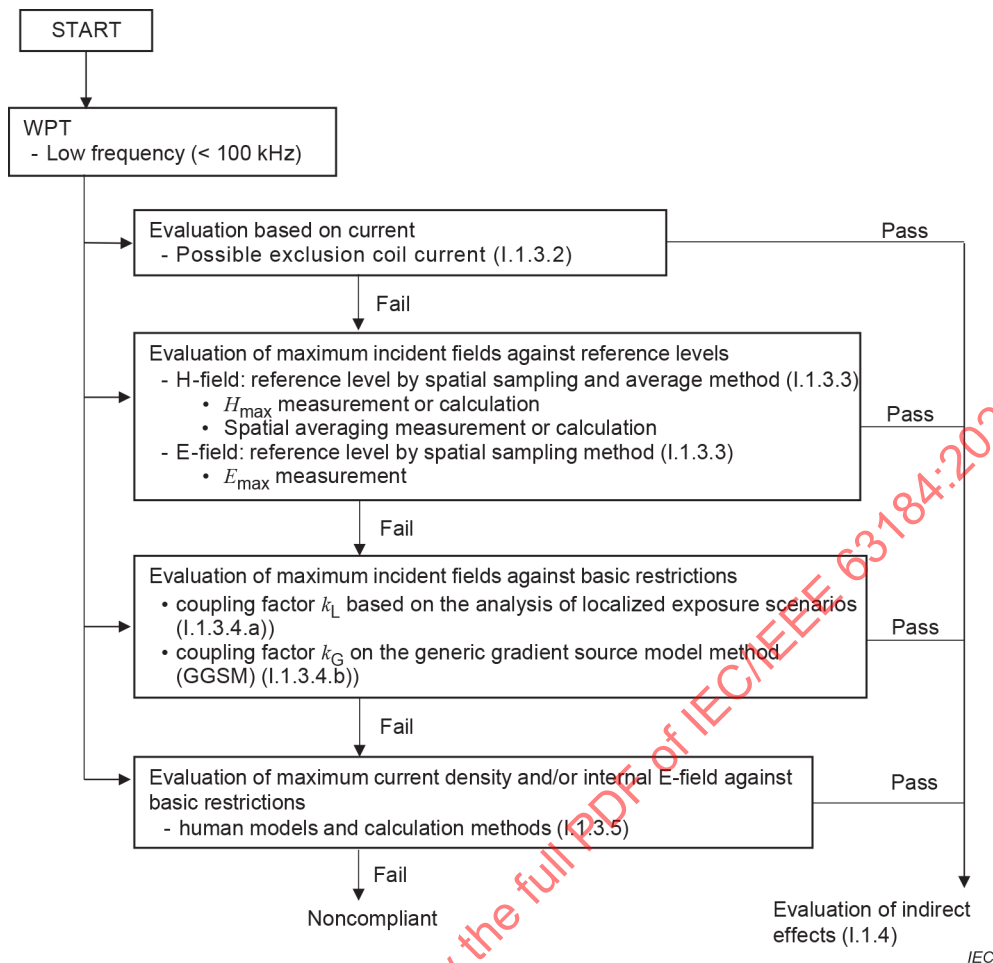


Figure I.3 – Flowchart for EV and vehicle mimic plate assessment (direct effect)

I.1.3.2 Evaluation based on coil current

The evaluation based on coil current for EV can be used. The evaluation procedure is specified in 5.2.2.

I.1.3.3 Evaluation of incident fields against reference levels

I.1.3.3.1 General

The incident fields should be spatially averaged as specified in this document, or handled as specified in the applicable requirement, for evaluation against the reference levels [79], [80].

I.1.3.3.2 Vehicle setup

a) Assessment of incident E-fields and H-fields of Region 2

- 1) The offset (x,y) in Figure I.4 should be determined by measurement or based on specifications provided by the device manufacturer, because the maximum offset to allow energy transfer, as well as the stray fields, strongly depends on the design of the WPT coils.
- 2) Transfer efficiency, defined in IEC 61980-3:2022 [2], should be kept at more than 80 % at the offset position.
- 3) The maximum magnetic field strength and electric field strength in Region 2 is measured at 0,2 m from the charging automobile using the WPT system as shown in Figure I.4, and compared to the reference level.

- 4) For exposure assessment using spatial averaging over all or part of the volume occupied by the human body, the averaged magnetic field strength can be used, measured on a plane at 20 cm from the closest accessible point, and at three points (0,5 m, 1 m, 1,5 m) in height, as shown in Figure I.4 [79], [81].

NOTE 1 The offset condition will be specified by DUT design specifications and the conditions of IEC 61980-3:2022 [2]. The offset condition comprises x : direction of travel of the vehicle, and y : direction perpendicular to the direction of travel. Typical offset condition of compatibility class A WPT, in accordance with IEC 61980-3:2022 [2], is $x = \pm 75$ mm, $y = \pm 100$ mm.

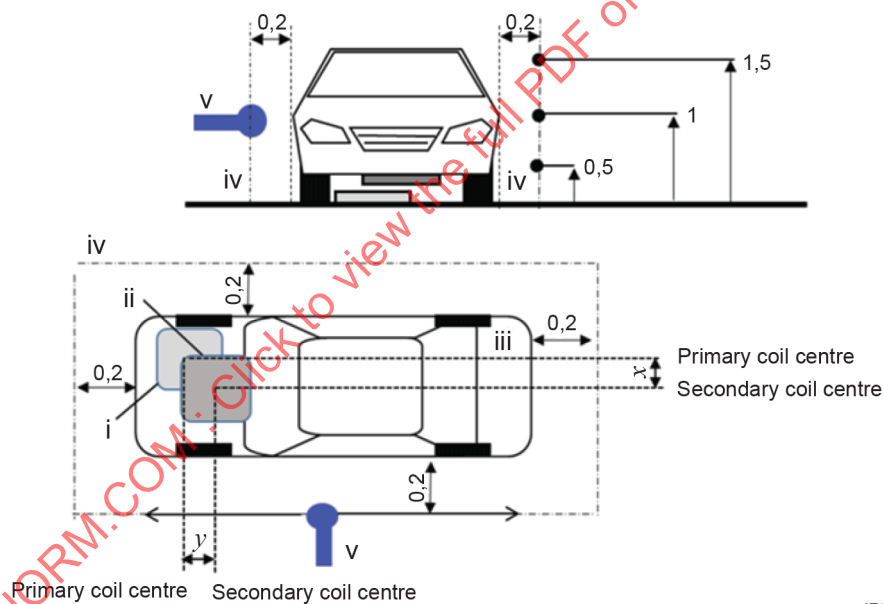
NOTE 2 This document does not consider immunity for cardiac implantable electrical devices.

b) Assessment of incident E-fields and H-fields of Region 3

- 1) The maximum electric and magnetic field strength in Region 3 is measured during charging. For both the driver's seat and the seat closest to the primary coil, the H-fields and E-fields are measured over the four surfaces indicated in Figure I.5, with the centre of the probe at a distance of 6,5 cm from the floor and seat surfaces. The maximum field values are assessed against the applicable requirement.
- 2) For exposure assessment using spatial averaging over all or part of the volume occupied by the human body, the spatial averaged magnetic field strength can be calculated based on the average of four values measured at positions a, b, c, and d shown in Figure I.5.

NOTE 3 This document does not consider immunity for cardiac implantable electrical devices.

Dimensions in metres

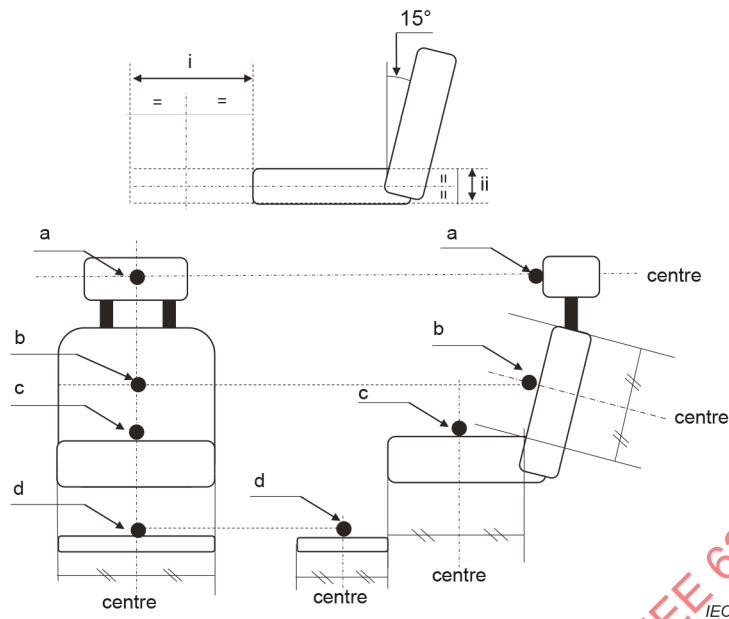


IEC

Key

- i Primary device
- ii Secondary device
- iii Electric vehicle
- iv Virtual area for scanning the worst-case position
- v Probe

Figure I.4 – Region 2 measurement positions (WPT)

**Key**

- i travel range forward and backward, centre position
- ii travel range in height, centre position
- a centre position of headrest
- b centre position of backrest
- c centre position of seat
- d centre position of floor flat surface

Figure I.5 – Region 3 measurement positions**I.1.3.3.3 Using vehicle mimic plate****a) Assessment of incident E-fields and H-fields of Region 2**

- 1) The offset (x, y) in Figure I.6 should be determined by measurement or based on specifications provided by the device manufacturer, because the maximum offset to allow energy transfer, as well as the stray fields, strongly depends on the design of the WPT coils.
- 2) Unless stated otherwise in this Annex I, the setup should be performed in accordance with the provisions of IEC 61980-3:2022 [2].
- 3) Transmit efficiency should be maintained higher than 80 % at the offset position.
- 4) The maximum magnetic field strength in Region 2 is measured at 0,2 m from the vehicle mimic plate using the WPT system, as shown in Figure I.6, and compared to the reference level.
- 5) Some applicable requirements, in specified circumstances, permit the use of spatial averaging over all or part of the volume occupied by the human body. In that case, the averaged magnetic field strength can be used, measured on a plane at 20 cm from the closest accessible point, and at three points (0,5 m, 1 m, 1,5 m) in height, as shown in Figure I.6 [81], [79].

NOTE 1 This document does not consider immunity for cardiac implantable electrical devices.

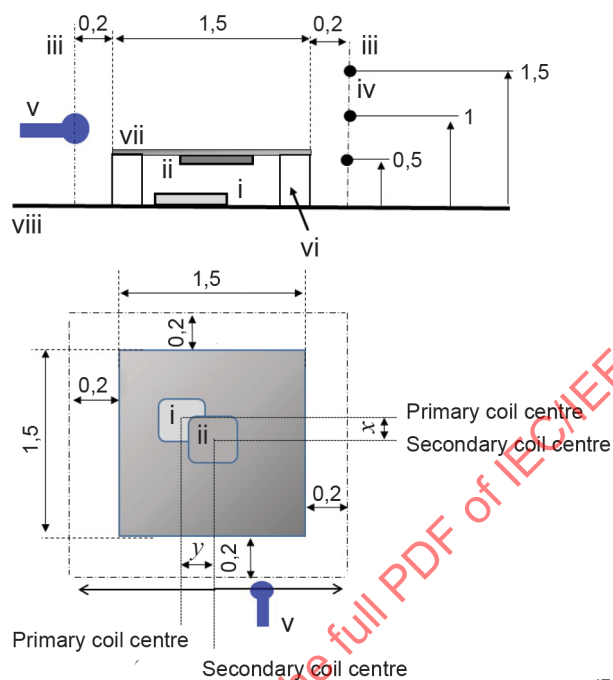
b) Assessment of incident E-fields and H-fields of Region 3

- 1) The maximum electric and magnetic field strengths in Region 3 are measured during charging. For estimations of human body volume exposure that is closest to the primary coil, the H-fields and E-fields are measured over the four surfaces indicated in Figure I.7, with the centre of the probe at a distance of 6,5 cm from the floor and seat surfaces. The maximum field values are assessed against the applicable requirement.

- 2) The H-fields and E-fields are measured over the surface of the mimic plate, with the probe centre at a height of 6 cm above the mimic plate. The maximum field values are assessed. The spatially averaged magnetic field strength can be calculated based on the average of four values measured at positions a, b, c, and d in Figure I.7.

NOTE 2 This document does not consider immunity for cardiac implantable electrical devices.

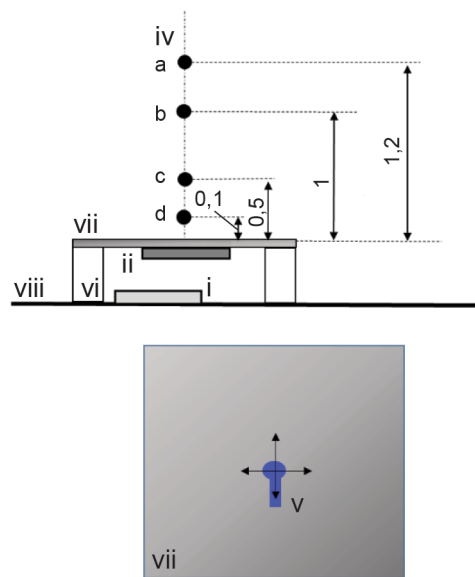
Dimensions in metres



Key

- i Primary device
- ii Secondary device
- iii Scanning area (-----)
- iv Scanning point for spatially averaged value (•)
- v Probe
- vi Insulating support
- vii Vehicle mimic plate
- viii Ground plane

Figure I.6 – Region 2 measurement positions of vehicle mimic plate (WPT)

**Key**

- i Primary device
- ii Secondary device
- iii Scanning area (-----) = vertical dashed line (not labelled)
- iv Scanning point for spatially averaged value (•)
- v Probe
- vi Insulating support
- vii Vehicle mimic plate
- viii Ground plane

Figure I.7 – Region 3 measurement positions of vehicle mimic plate (WPT)

I.1.3.4 Evaluation of the psSAR

a) Using coupling factor k_L based on the analysis of localized exposure scenarios:

- 1) Vehicle – The coupling factor $k_L = 0,15$ for ICNIRP 2010 [5], and $k_L = 0,035$ for ICNIRP 1998 [4] and ICNIRP 2020 [3], may be used for EV exposure evaluations [2]. The compliance assessment procedure is specified in 5.2.4.2.
- 2) Using vehicle mimic plate – The coupling factor $k_L = 0,15$ for ICNIRP 2010 [5], and $k_L = 0,035$ for ICNIRP 1998 [4] and ICNIRP 2020 [3], may be used for EV use case [2]. The compliance assessment procedure is specified in 5.2.4.2.

b) Using coupling factor k_G based on the generic gradient source model method (GGSM):

- 1) Vehicle – Evaluation by the GGSM may be used. Exposure assessment with respect to the basic restrictions can be confirmed directly. The measurement procedure is specified in 5.2.4.3.

The local peak magnetic field amplitude and the local gradient generated by the WPT system are measured at less than 0,2 m from the charging automobile using the WPT system.

- 2) Using vehicle mimic plate – Evaluation by the GGSM may be used. Exposure assessment with respect to the basic restrictions can be confirmed directly. The measurement procedure is specified in 5.2.4.3.

The local peak magnetic field amplitude and local gradient generated by the WPT system are measured at less than 0,2 m from the charging automobile using the WPT system.

I.1.3.5 Evaluation of internal electric field against basic restriction

Calculation methods are specified in Clause 7.

I.1.4 Assessment procedures for contact currents of WPT systems for EV

I.1.4.1 General

Figure I.8 presents a flowchart for the assessment procedure for EV use, which is based on Figure 6.

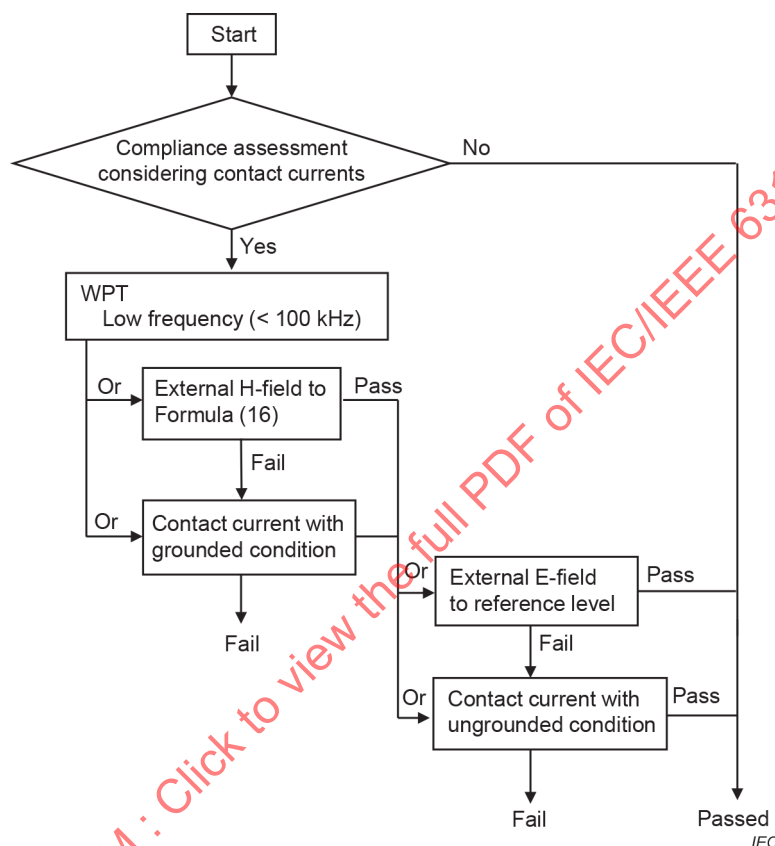


Figure I.8 – Flowchart for EV use and vehicle mimic plate assessment (contact currents)

I.1.4.2 Assessment of external E-field and H-field to reference level

I.1.4.2.1 Vehicle setup

- The maximum external E-field and H-field in Region 2 is measured at 0,2 m from the charging automobile using the WPT system as shown in Figure I.4 and compared to the reference level.
- If the maximum external H-field exceeds the reference level, exposure is assessed in terms of the basic restrictions in the area occupied by the human body. In that case, the averaged magnetic field strength may be used, measured on a plane at 20 cm from the closest accessible point, and at three points (0,5 m, 1 m, 1,5 m) in height, as shown in Figure I.4. This is valid if the person stands vertical on a non-conductive ground.

I.1.4.2.2 Using vehicle mimic plate

- a) The maximum external E-field and H-field in Region 2 is measured at 0,2 m from the vehicle mimic plate using the WPT system as shown in Figure I.6 and compared to the reference level.
- b) If the maximum external H-field exceeds the reference level, exposure is assessed in terms of the basic restrictions in the area occupied by the human body. In that case, the averaged magnetic field strength may be used, measured on a plane at 20 cm from the closest accessible point, and at three points (0,5 m, 1 m, 1,5 m) in height, as shown in Figure I.4.

I.1.4.3 Assessment of contact current with grounded condition

I.1.4.3.1 Vehicle

- a) The vehicle should be placed on the ground plane as shown in Figure I.9.
- b) After performing the assessment of I.1.4.2, the grounded metal plate should be placed at the maximum external H-field location. The plane of the metal plate should be placed normal to the vehicle body surface. The separation distance between the vehicle body and the grounded metal plate should be determined by the surface of body or body part edge (e.g. side mirror for the body side or bumper for the front or rear) as shown in Figure I.9.
- c) If the external H-field is not measured, the grounded metal plate is moved to obtain the maximum contact current.

I.1.4.3.2 Using vehicle mimic plate

- a) The mimic vehicle should be placed on the ground plane.
- b) After performing the assessment of I.1.4.2, the grounded metal plate should be placed at the maximum external H-field. The plane of the metal plate should be placed normal to the vehicle mimic plane surface. The separation distance between the vehicle mimic plate and the grounded metal plate should be determined by the surface of the body or body part edge as shown in Figure I.10.
- c) If the external H-field is not measured, the grounded metal plate is moved to obtain the maximum contact current.

Dimensions in metres

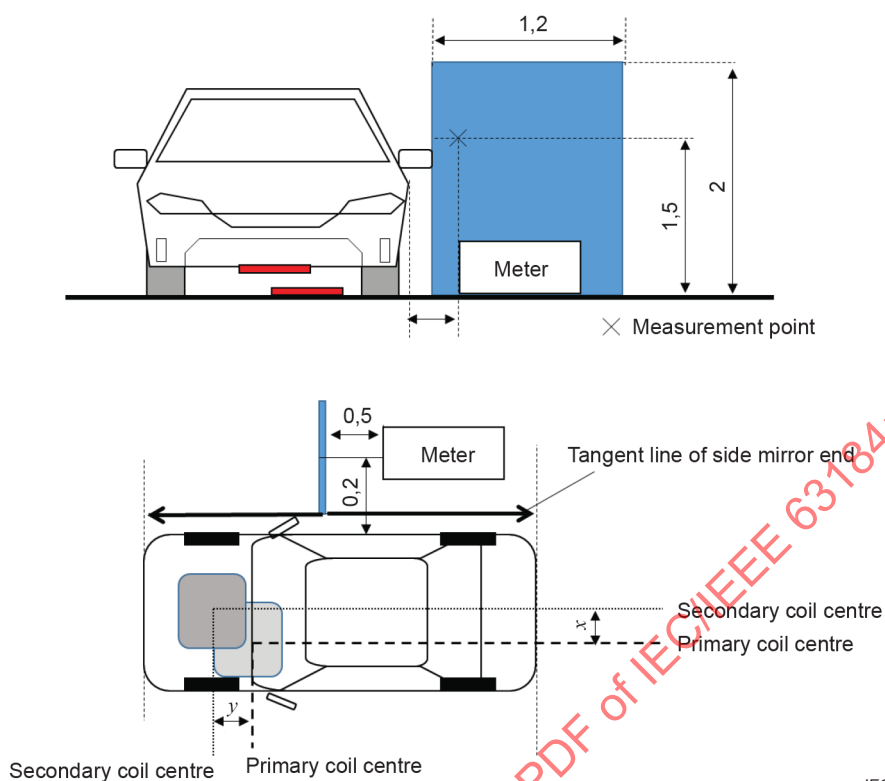


Figure I.9 – Configuration example of contact current with grounded condition: (1) with vehicle

Dimensions in metres

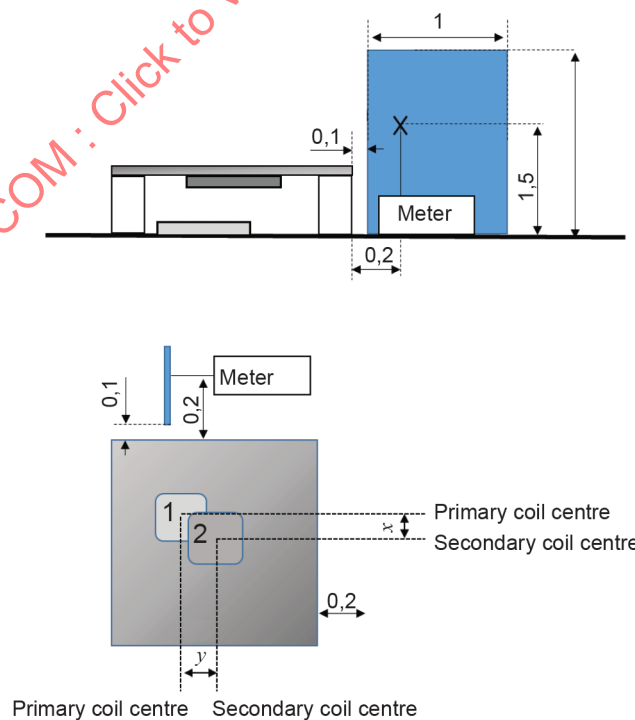


Figure I.10 – Configuration example of contact current with grounded condition: (2) with vehicle mimic plate

I.1.4.4 Assessment of external E-field to reference level

I.1.4.4.1 Vehicle setup

- a) The maximum external E-field in Region 2 is measured at 0,2 m from the charging automobile using the WPT system and compared to the reference level.
- b) For exposure assessment using spatial averaging over all or part of the volume occupied by the human body, the averaged electric field strength is measured at heights of 0,5 m, 1 m, and 1,5 m above the ground.

I.1.4.4.2 Using vehicle mimic plate

- a) The maximum external E-field in Region 2 is measured at 0,2 m from vehicle mimic plate using the WPT system and compared to the reference level.
- b) If result exceeds the reference level, it is possible to use the spatially averaged value in the area occupied by the human body or the averaged electric field strength measured at heights of 0,5 m, 1 m, and 1,5 m above the ground.

I.1.4.5 Assessment of contact current with ungrounded condition

I.1.4.5.1 Vehicle setup

- a) The vehicle should be placed on the ground plane as shown in Figure I.11.
- b) The ungrounded metal plate should be larger than 1,2 m × 1,2 m, as specified in 6.3.3 and as shown in Figure I.11.
- c) The ungrounded metal plate should be placed on a non-conductive, low relative permittivity material ($\epsilon_r \leq 1,4$), at 100 mm (+0 mm, -25 mm) above the ground.
- d) After performing the assessment of I.1.4.4, the ungrounded metal plate should be placed at the maximum external E-field. The plane of the metal plate should be placed parallel to the vehicle body surface. The separation distance between vehicle body and the grounded metal plate should be determined by surface of the body or body part edge (e.g. side mirror for the body side or bumper for the front or rear) as shown in Figure I.11.
- e) If the external E-field is not measured, the ungrounded metal plate is moved to obtain the maximum contact current.

I.1.4.5.2 Using vehicle mimic plate

- a) The mimic vehicle should be placed on the ground plane as shown in Figure I.12.
- b) The ungrounded metal plate should be larger than 1,2 m × 1,2 m specified in 6.3.3.
- c) The ungrounded metal plate should be placed on a non-conductive, low relative permittivity material ($\epsilon_r \leq 1,4$), at 100 mm (+0 mm, -25 mm) above the ground.
- d) After performing the assessment of I.1.4.4, the ungrounded metal plate should be placed at the maximum external E-field. The plane of the metal plate should be placed parallel to vehicle mimic plate. The separation distance between the vehicle mimic plate and the ungrounded metal plate should be determined by the surface of the body or body part edge. (e.g. side mirror for the body side or bumper for the front or rear) as shown in Figure I.12.
- e) If the external E-field is not measured, the ungrounded metal plate is moved to obtain the maximum contact current.

Dimensions in metres

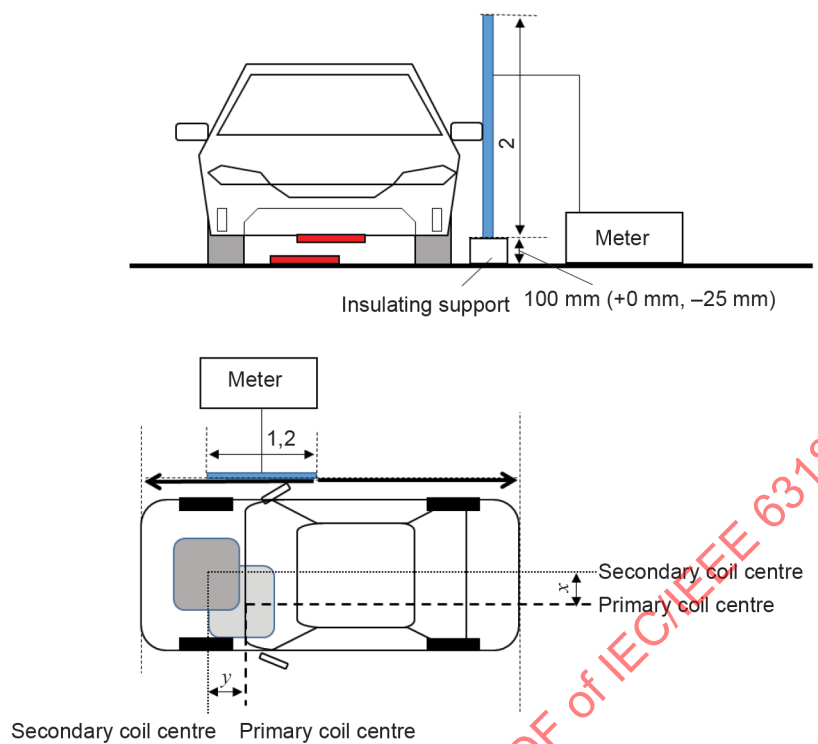


Figure I.11 – Configuration example of contact current with ungrounded condition: (1) with vehicle

Dimensions in metres

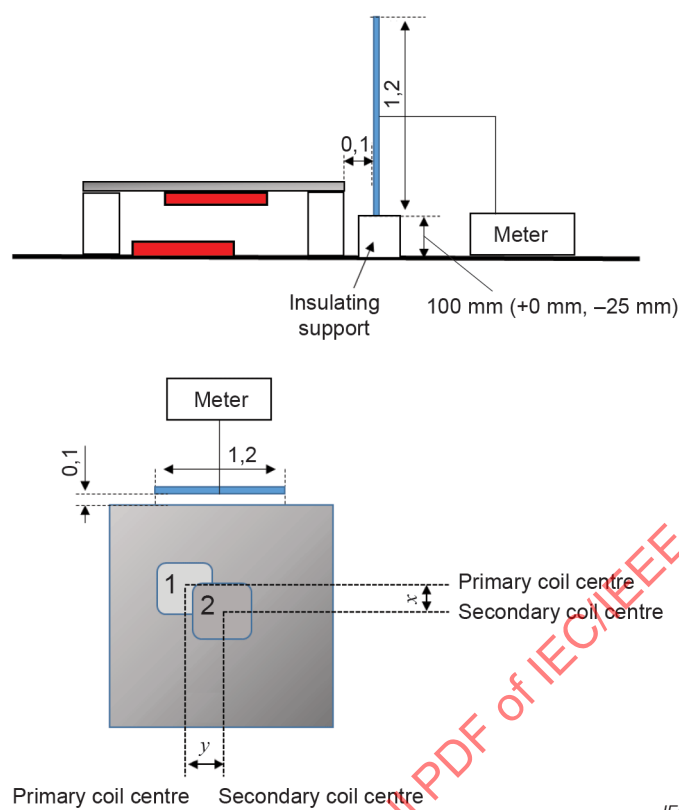


Figure I.12 – Configuration example of contact current with ungrounded condition: (2) with vehicle mimic plate

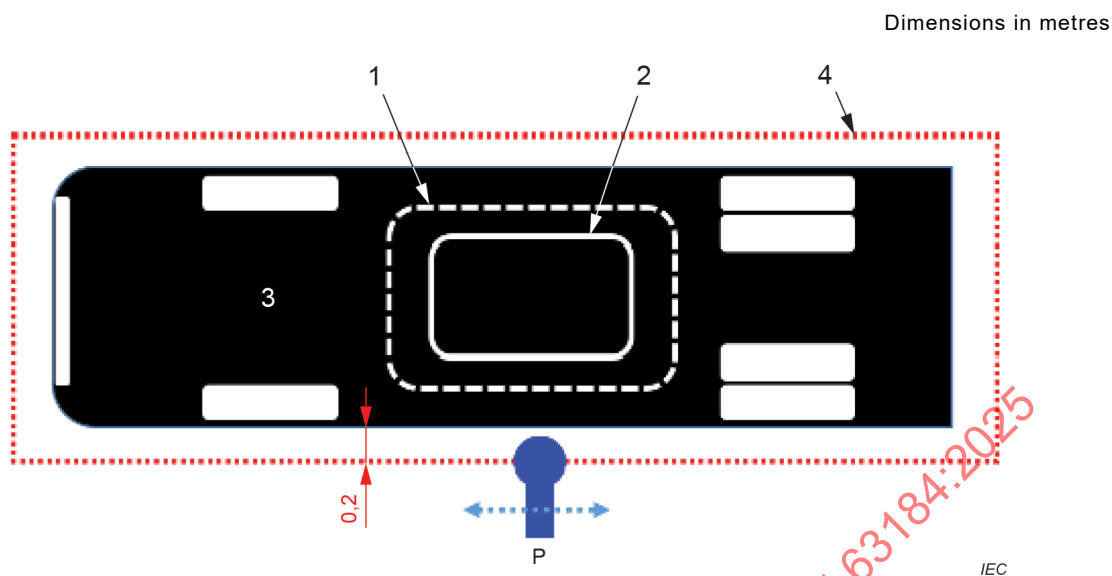
I.2 Heavy duty vehicle EMF measurement procedure

I.2.1 General

The WPT should operate within 50 % and 100 % of the rated transmission power (rechargeable energy storage system in charging mode) during the test. For determining the position of the worst-case for testing, the following procedure should be applied.

I.2.2 Step 1

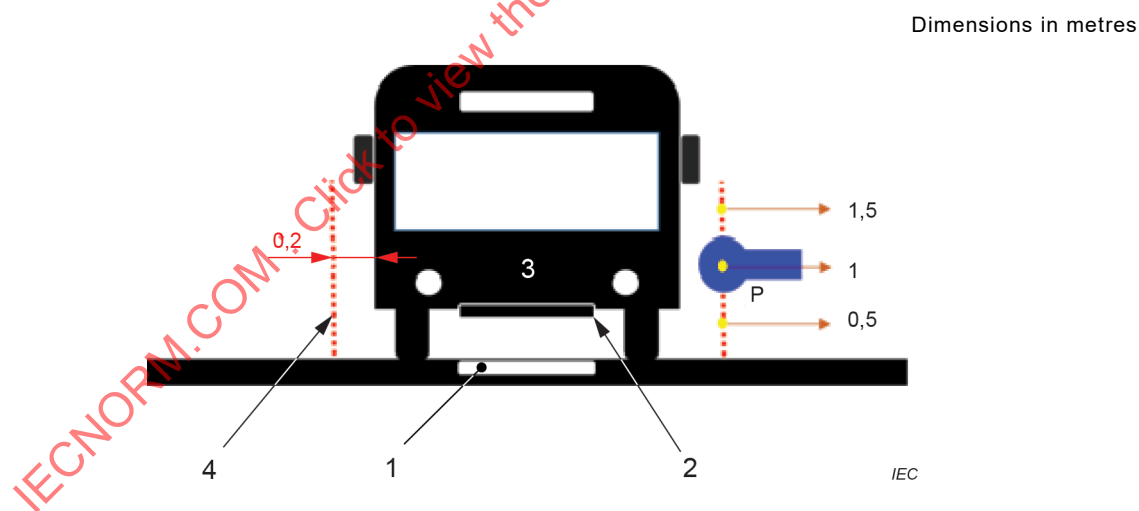
- Scan with the field-probe according to IEC 62233 [19] (100 cm² coil area) over the complete surface of an imaginary vertical plane which is located at 20 cm distance (centre) and parallel to each of the four sides of the vehicle, see Figure I.13 and Figure I.14.
- The 20 cm should be measured from the most outstanding point of the vehicle surface. The plane should be limited by the size of the vehicle (sides, top) and the ground. The centre of the probe should be in the imaginary surface with a distance of 6,5 cm from the floor. At least one point should be measured and recorded in the test report for each of the four sides of the vehicle.
- The centre of the measurement probe at a minimum height may be positioned in the middle of the distance between the ground and the vehicle under the body during this scan measurement.



Key

- 1 Primary device
- 2 Secondary device
- 3 WPT bus
- 4 Virtual area for scanning the worst-case position
- P Probe

Figure I.13 – EMF measurement for heavy duty vehicle: top view



Key

- 1 Primary device
- 2 Secondary device
- 3 WPT bus
- 4 Virtual area for scanning the worst-case position
- P Probe

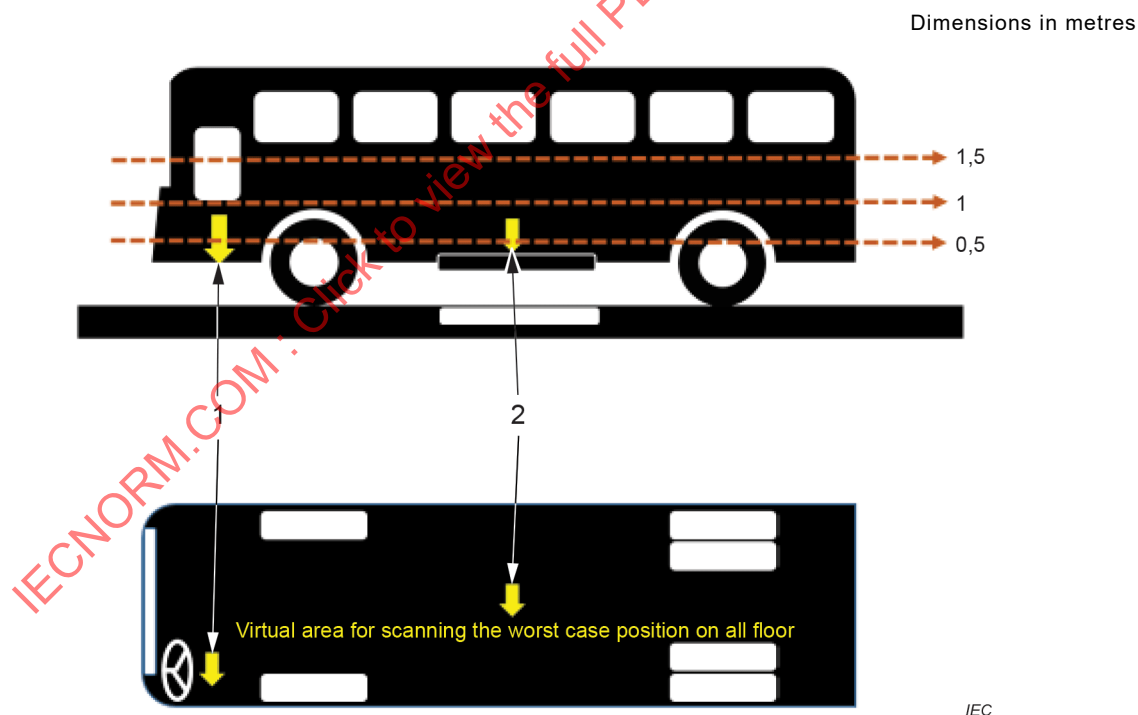
Figure I.14 – EMF measurement for heavy duty vehicle: side view

I.2.3 Step 2

- At the positions where there is the maximum reading (worst-case point) during the first step, a final measurement should be performed for a minimum of 10 s. The reading at this point should be recorded together with the exact position (x and y) in the test report and should meet the applicable limits.
- Measurements should be performed in a nominal position and offset conditions which are established by system specifications. Measurements should be performed in the optimum operating position, see also Figure I.13 and Figure I.14.
- The measurement is indicated as the arithmetic mean of the measured values (i.e. at 0,5 m, 1,0 m, and 1,5 m), as depicted in Figure I.14.
- If the measured values are higher than the reference levels, the exposure is assessed with respect to the basic restrictions.
- In optimum operating measurement position, the secondary device or devices should be centred on the primary device or devices. Manufacturers can use other methods to assess exposure.

I.2.4 Step 3

- At the positions where there is the maximum reading (worst-case point) during the third step, a final measurement should be performed for a minimum of 10 s. The reading at each point should be recorded together with the exact position (x and y) in the test report and should meet the applicable limits.
- The measurement is indicated as the arithmetic mean of the measured values (i.e. at 0,5 m, 1,0 m, and 1,5 m) such as shown in Figure I.15.



Key

- Measurement point of driver floor
- Virtual area for scanning the worst-case position on entire floor

Figure I.15 – Measurement points on the inside floor of WPT bus

I.3 Remotely piloted aircraft

I.3.1 General

The term remotely piloted aircraft (RPA) refers to an unmanned autonomous aircraft or unmanned aircraft that is piloted by radiocommunications. In general, the operating time of an RPA is currently less than 20 min to 40 min due to limited battery capacity. In order to increase the operating time, the WPT technology is applied to charge the RPA. Because the WPT systems used for RPA apply transmit powers of several tens of watts or above, human exposure to electromagnetic fields (EMFs) is increasing accordingly. A specific example for an electric RPA is given in J.3.2.

I.3.2 Assessment procedures of WPT system for RPA

I.3.2.1 General

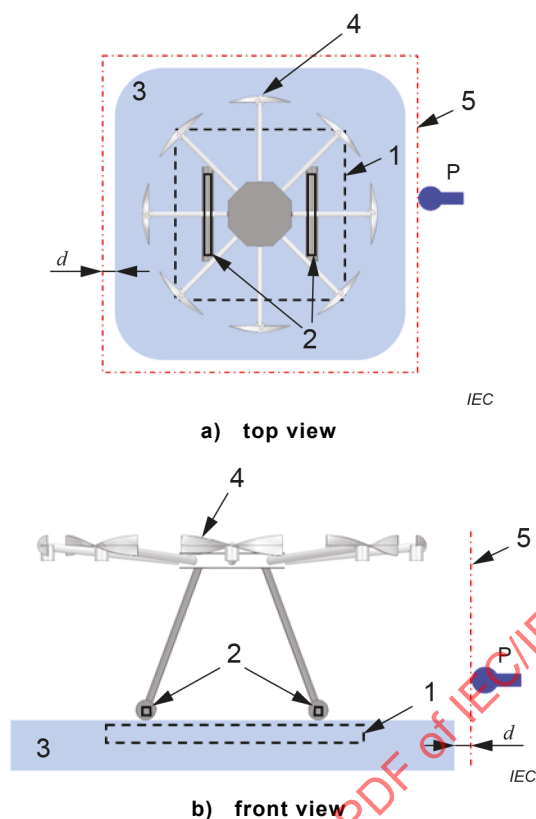
- a) Subclause I.3.2 provides the assessment procedures for considering the direct effects of EMFs from the WPT system for RPA. The direct effect deals with the internal electric field or current density, and SAR.
- b) Electrostimulation and thermal effects are assessed using coupling factors.
- c) The body can be situated close to an RPA WPT system (e.g. 20 cm or less). Therefore, assessing the exposure at a distance less than 20 cm from the WPT system should be done.

I.3.2.2 Assessment of incident field around the WPT system for RPA

Testing of the WPT system for RPA should be assessed during the maximum charging current state, but consistent with the normal operating conditions as specified by the manufacturer. For evaluating the incident field against reference level, the following procedure should be applied.

- a) Scan with the field-probe over the complete imaginary vertical plane which is located at the normal user distance (d) (e.g. 20 cm or less from the WPT system) and parallel to each side of the WPT system (charging station). Figure I.16 shows the measurement position for the WPT system for RPA. The edge of the probe should be on the imaginary surface. At least one point should be measured and recorded in the measurement report for each side of the RPA.
- b) At the position where there is the maximum reading point (worst-case point), the measurement should be performed. The reading value at this point should be recorded together with the exact position in the measurement report.
- c) If the electric or magnetic field strengths exceed the reference level, proceed to the next evaluation step using the coupling factor k_L or k_G according to 5.2.4.2 and 5.2.4.3.

The spatial averaging might not be practical if only a small part of the body is exposed to the WPT system for RPA. Electric and magnetic field strengths may be spatially averaged over the exposed regions of the human body, with the important provision that the basic restrictions for local SAR and current density or internal electric field are not exceeded. The detailed method of spatial averaging is not covered in this document.

**Key**

- 1 Primary devices
- 2 Secondary devices
- 3 Charging station
- 4 RPA
- 5 Virtual area for scanning the worst-case position
- P Field probe
- d Measurement distance

Figure I.16 – Measurement position**I.3.2.3 Assessment of incident field against basic restrictions****I.3.2.3.1 General**

Because the reference levels are derived from the uniform EMF exposure in a human body model, the evaluation for the incident field can be too conservative for localized WPT exposure. In such a condition, coupling factors can be applied to an evaluation as a corrective method for the non-uniformity of the EMFs.

If the coupling factors are not applicable, proceed to the next evaluation step using basic restrictions.

I.3.2.3.2 Assessment using coupling factor k_L

The coupling factor k_L is specified by the ratio of induced quantities (current density, local SAR, or internal electric field) and incident magnetic field strength. Evaluation conditions such as operating frequency, field distribution, distance to human body, etc., should be equivalent to the condition used in the derivation of the coupling factor.

Electrostimulation and thermal effects are assessed using coupling factors as follows.

- a) Compute or measure the internal electric field or current density, and SAR.
- b) Check the following criteria.
 - 1) Induced quantities, such as an internal electric field, current density or SAR caused by an incident electric field are negligible compared to that by incident magnetic field.
 - 2) The whole-body average SAR is marginal compared to the respective limits and contribution of the local average SAR or the internal electric field is dominant.
- c) Calculate the coupling factors using Formula (3), Formula (4), and Formula (5) of 5.2.4.2.
- d) The maximum incident magnetic field strength ($H_{inc,max}$) is multiplied by the coupling factor and compared to the reference level using Formula (I.1), Formula (I.2), and Formula (I.3):

$$H_{k_L,J} = k_{L,J} \times H_{inc,max} \quad (I.1)$$

$$H_{k_L,E} = k_{L,E} \times H_{inc,max} \quad (I.2)$$

$$H_{k,SAR} = k_{L,SAR} \times H_{inc,max} \quad (I.3)$$

where

$k_{L,J}$, $k_{L,E}$, $k_{L,SAR}$ are coupling factors for current density, internal electric field, and local SAR, respectively;

$H_{L,J}$, $H_{L,E}$, $H_{L,SAR}$ are computed magnetic field strengths using coupling factors.

- e) If computed magnetic field strengths using the coupling factors exceed the reference level, proceed to the next evaluation step using basic restrictions.

I.3.2.3.3 Assessment using coupling factor k_G

The assessment method using the coupling factor k_G is based on frequency, magnetic flux density magnitude (B_{xyz}) and the local magnetic flux density gradient (G_n) at any point in free space.

The evaluation procedure using the coupling factor k_G is as follows.

- a) Measure the magnetic field gradient (G_n) using a gradient field probe at the closest accessible location around the WPT system for an RPA.
- b) Calculate the coupling factors k_G using Formula (7), Formula (8), Formula (9), Formula (10), Formula (11) (see 5.2.4.3).
- c) The internal electric field, current density and SAR are estimated using Formula (13), Formula (14), Formula (15), Formula (16).
- d) If the estimated metric (current density, internal electric field, or local SAR) using the coupling factor k_G exceeds the basic restrictions, proceed to the next evaluation using basic restrictions.

I.3.2.4 Assessment of the psSAR

Exposure in terms of SAR can be assessed by measurement techniques for frequencies above 4 MHz. Induced electric field, current density and SAR can be computed and compared with basic restrictions if measurements are not practical. Therefore, induced electric field, current density and SAR should be evaluated by computational methods using computational models of the WPT system model, a human body or phantom.

The assessment procedure of the WPT system for RPA exposure assessment with respect to basic restrictions using simulation is as follows:

- a) Select and validate the computational method.
- b) Model the WPT system for RPA.

The requirements for the computational modelling of the WPT system are listed below, and they should be provided by the manufacturer.

- 1) Electrical and physical specifications:
 - operating frequency;
 - geometries of the primary device and secondary device (size of device, shape, alignment);
 - separation distance of primary device and secondary device;
 - metal and magnetic material.
- 2) Operating conditions:
 - maximum amplitude of currents for primary device and secondary device;
 - primary device to secondary device relative phases condition.
- c) Validate the modelling of the WPT system for RPA is valid by comparing electromagnetic fields with the computational results and measurement results at the validation data point. The validation method of modelling is specified in detail in Clause G.2.
- d) Select the worst-case exposure scenario considering various WPT operational conditions.
- e) Select a computational human body model and evaluate the induced quantities.
- f) Calculate the induced quantities for comparison with the basic restrictions.

Annex J (informative)

Examples of magnetic field exposure assessment

J.1 General

Exposure assessment results for several WPT systems are shown in Annex D of IEC TR 62905:2018 [14]. This Annex J introduces other results, including for use cases specified in Annex I.

J.2 Assessment procedure of heavy-duty WPT EV system

J.2.1 Outline of assessment procedure

The assessment procedure follows Annex I.

- Date: 2015 August 7 (Fri), 13:00h to 14:00h.
- Place: A charging station located in Sejong City, Korea (Rep. of).
- Frequency: 20 kHz (19 kHz to 21 kHz)

Figure J.1 shows the photos of the EMF assessment for a heavy-duty WPT EV system.



Figure J.1 – EMF test of an electric bus (2015 August 7, Sejong City)

J.2.2 Test condition

- Condition 1

The WPT system should operate within 50 % and 100 % of the rated transmission power during the test.

Scan the area around the vehicle with the field-probe according to IEC 62233 [19] (100 cm² coil area) over the complete surface of an imaginary vertical plane, which is located at a 20 cm distance (centre) and parallel to each side of the vehicle. At the positions where there is the maximum reading (worst-case point) during the first step, another measurement should be performed for a minimum of 10 s.

- Condition 2

The arithmetic mean is calculated for the three measured values at 0,5 m, 1,0 m, and 1,5 m at a 20 cm distance.

The measurement values obtained are used to determine whether the fields comply with exposure limits by the reference levels or basic restrictions.

J.2.3 Test result 1

Figure J.2 shows that EMF values depend on the position of the heavy-duty WPT EV (bus). A maximum value (4,9 A/m) was measured at the end of the pick-up coil and the three-point average value was 3 A/m (reference level: 5 A/m).

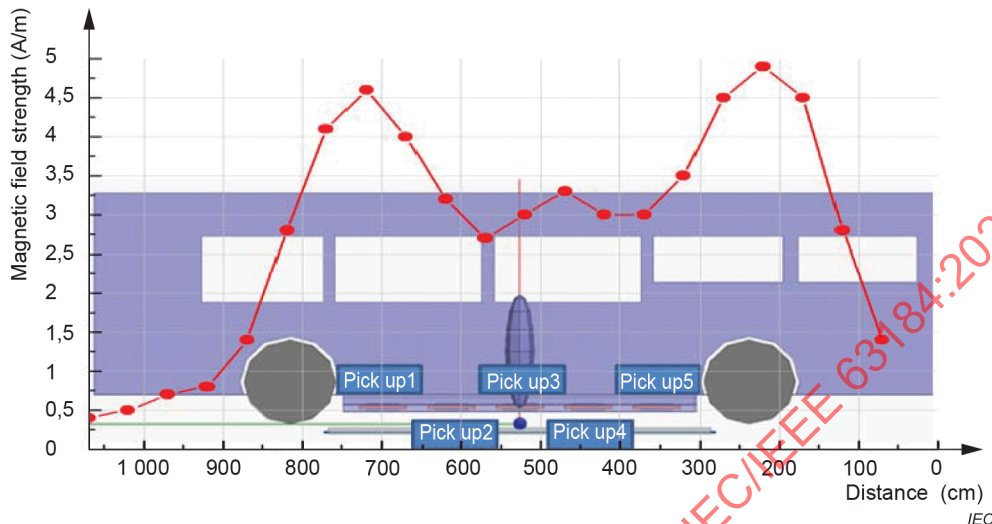


Figure J.2 – Test result 1 from side-view

J.2.4 Test result 2

As test result 1 revealed, the EMF values change as the bus surface moves away relative to the position at which the maximum value occurs (4,9 A/m). The value was reduced relative to distance (4,9 A/m → 0,6 A/m).

J.2.5 Test result 3

In case of the inside test, the measurement was performed first assuming the worst case. The EMF value in a state in which the measurement probe completely touched the bus floor surface was measured. The value was 0,4 A/m (reference level: 5 A/m). In case of following the I.2.4 measurement procedure, all values were measured below 0,08 A/m.

J.3 Remotely piloted aircraft

J.3.1 General

Clause J.3 specifies the case study for an RPA under development that uses WPT technology in Korea. The WPT system for RPA is operated at 140 kHz. Therefore, the assessment of both electrostimulation and thermal effects is performed. The case studies shown here consider only ICNIRP 1998 [4], ICNIRP 2010 [5], and ICNIRP 2020 [3]. Also, exposure assessment is performed against the reference levels using measurement approaches and the basic restrictions using the computational methods.

An assessment method of the WPT system for RPA applied the procedure specified in Clause 5 and Clause I.3.

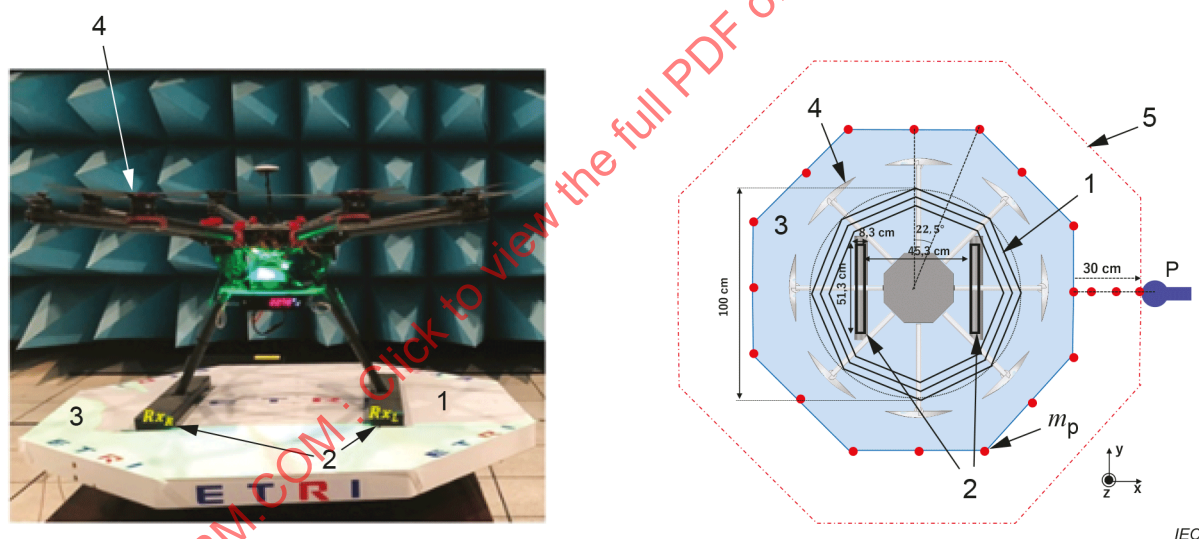
J.3.2 Description of WPT system for RPA

The WPT system for RPA has a coupled magnetic resonator and is comprised of a primary device and parallel secondary devices. The primary device has a five-turn single-layer structure, and the secondary devices have a single-turn, 13-layer structure. The primary device was implemented on a ferrite of 3 mm thickness and metal of 1 mm thickness. The maximum current of the primary device is 10,1 A, and the maximum currents of the secondary devices are 5,05 A and 0,094 A, respectively, due to the landing position. The phase difference of the current between the primary device and the secondary device is 90° . The WPT system for RPA does not consider any shield for electromagnetic fields.

J.3.3 Measurement of magnetic field around the WPT system for RPA

The magnetic field strengths were measured for all directions (360°) around the WPT system for RPA with $22,5^\circ$ between the radial lines. The measurement distance from the WPT system for RPA toward the probe was increased from 0 cm to 30 cm in 10 cm steps along each radial line (Figure J.3).

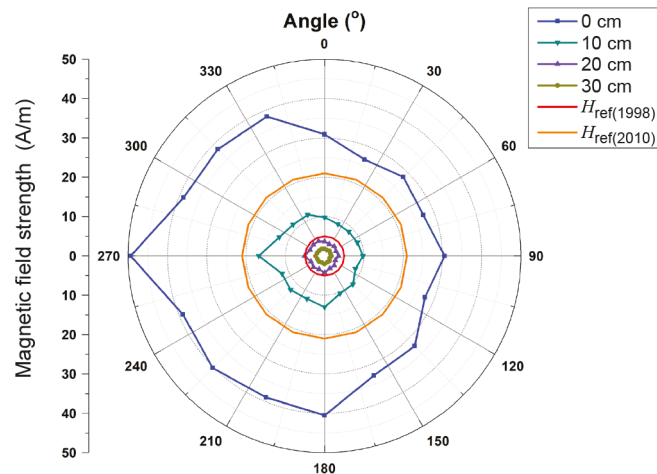
Figure J.4 shows the measured magnetic field strength. When the measurement distance is less than 20 cm, the measured magnetic field strength exceeds 5 A/m, which is the reference level of the ICNIRP 1998 [4] guidelines. When the measurement distance is less than 5 cm, the magnetic field strength exceeds 21 A/m, which is the reference level of the ICNIRP 2010 [5] guidelines. Therefore, the next evaluation proceeded to use coupling factor.



Key

- 1 Primary devices
- 2 Secondary devices
- 3 Charging station
- 4 RPA
- 5 Virtual area for scanning the worst-case position
- P Field probe
- m_p Measurement point

Figure J.3 – Geometry and measurement position of WPT system for RPA



IEC

Figure J.4 – Measured magnetic field strength

J.3.4 Modelling for the WPT system for RPA

Measurement methods for SAR and internal electric field are not available for frequencies less than 4 MHz. Therefore, a computational analysis is essential for evaluation against the basic restriction. The WPT system for RPA was modelled to use computational analysis.

Figure J.3 shows the geometry of the WPT system for RPA. The finite element method (FEM) was used for the computation. The modelling was validated by comparing magnetic field strength simulation and measurement results, as shown in Figure J.5. The maximum difference of the magnetic field strength between the computational model and the fabricated WPT system for RPA is less than 10 %.

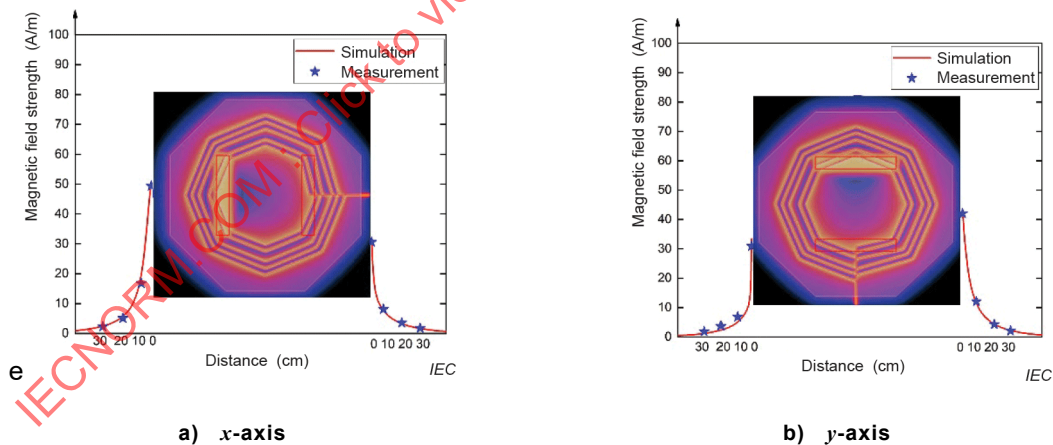


Figure J.5 – Measured and computed magnetic field strength

J.3.5 Evaluation of incident field against basic restrictions

J.3.5.1 General

The evaluation of the incident field against basic restrictions is performed by applying the coupling factors k_L and k_G specified in 5.2.4.2 and 5.2.4.3. The coupling factors can be applied to an evaluation as a corrective method for non-uniformity of the electromagnetic fields from the WPT system for RPA.

J.3.5.2 Coupling factor k_L

The simplified human model and four anatomical human body models are used for the coupling factor k_L calculation: a simplified human model from IEC 62311 [23], Duke (34-year-old male), Fats (37-year-old male), Ella (26-year-old female), Billie (11-year-old female), and Thelonious (6-year-old male) [20].

The exposure scenario was considered in various installation environments for the WPT system for RPA (see the exposure scenarios considered in [79]). The coupling factors k_L are calculated using Formula (3), Formula (4), and Formula (5) when the WPT system for RPA is located in the front centre of the human body model, corresponding to the worst-case exposure.

The internal electric field or SAR induced by the incident electric field is less than ten times that of those induced by the incident magnetic field. The psSAR and internal electric field are more dominant than the whole-body average SAR. The calculated coupling factor k_L is shown in Table J.1. The coupling factors k_L calculated by current density and the internal electric field are higher than those calculated by psSAR.

The evaluation results using the coupling factor k_L are shown in Table J.2. For the evaluation distance at 5 cm, the incident magnetic field is 5,5 A/m considering the coupling factor for induced current density and 12 A/m considering the coupling factor for the internal electric field. For the evaluation distance less than 5 cm, the WPT system was assessed against relevant basic restrictions.

Table J.1 – Computed coupling factor k_L

Evaluation distance [cm]	Coupling factor k_L		
	$k_{L,J}$	$k_{L,E}$	$k_{L,S}$
0,1	0,103	0,397	0,000 7
1,0	0,239	0,827	0,001 9
5,0	0,402	0,744	0,003 4
10,0	0,543	-	0,004 1
20,0	0,750	-	0,004 9
$k_{L,J}$ is the coupling factor for current density. $k_{L,E}$ is the coupling factor for internal electric field. $k_{L,S}$ is the coupling factor for local SAR.			

Table J.2 – Evaluation results using coupling factor k_L

Evaluation distance [cm]	Evaluated value by coupling factor k_L [A/m]		Reference level
0,1	$H_{eL,J}$	6,15	5
	$H_{eL,E}$	23,81	21
	$H_{kL,S}$	0,04	5
1,0	$H_{kL,J}$	12,80	5
	$H_{kL,E}$	41,77	21
	$H_{kL,S}$	0,10	5

Evaluation distance [cm]	Evaluated value by coupling factor k_L [A/m]		Reference level
5,0	$H_{kL,J}$	9,24	5
	$H_{kL,E}$	12,75	21
	$H_{kL,S}$	0,08	5
10,0	$H_{kL,J}$	6,35	5
	$H_{kL,S}$	0,05	5

$H_{kL,J}$ is the computed value using coupling factor for current density.
 $H_{kL,E}$ is the computed value using coupling factor internal electric field.
 $H_{eL,S}$ is the computed value using coupling factor for peak 10 g averaged SAR.

J.3.5.3 Coupling factor k_G

Coupling factor k_G is based on the frequency, the amplitude of the magnetic flux density (B_{xyz}) and the gradient (G_n) of the local magnetic flux density at any point in free space.

The estimations of induced fields using the coupling factor k_G are performed according to 5.2.4.3. The evaluation results relative to the exposure assessment of the WPT system for RPA are shown in Table J.3. The estimated peak current densities do not exceed the basic restrictions of the ICNIRP 1998 [4] guidelines when the evaluation distance is more than 5 cm.

Table J.3 – Evaluation results using coupling factor k_G

Evaluation distance [cm]	Estimated value by coupling factor k_G		Basic restriction
0,1	J_{peak} [A/m ²]	4,441	0,28
	E_{peak} [V/m]	77,5	18,9
	$SAR_{peak,10\ g}$ [W/kg]	0,04	2
1,0	J_{peak} [A/m ²]	0,772	0,28
	E_{peak} [V/m]	13,562	18,9
	$SAR_{peak,10\ g}$ [W/kg]	0,001 2	2
5,0	J_{peak} [A/m ²]	0,524	0,28
	E_{peak} [V/m]	9,371	18,9
	$SAR_{peak,10\ g}$ [W/kg]	0,000 5	2
10	J_{peak} [A/m ²]	0,232	0,28
	E_{peak} [V/m]	4,031	18,9
	$SAR_{peak,10\ g}$ [W/kg]	0,000 1	2

J_{peak} is the estimated peak current density.
 E_{peak} is the estimated peak internal electric field.
 $SAR_{peak,10\ g}$ is the estimated peak 10 g averaged SAR.

J.3.6 Evaluation of current density, internal electric field, and SAR against basic restrictions

The internal electric field or SAR can be calculated by simulation using the human body model for comparison with the basic restrictions. When the WPT system for RPA is located in the front centre of the human model, corresponding to the worst-case exposure, induced quantities are calculated and compared with the basic restrictions.

The computation results are shown in Table J.4. The current densities do not exceed the basic restrictions. The internal electric field and current density are more dominant than the local SAR.

Table J.4 – Computational results of current density (J), internal electric field (E), and spatial peak 10 g average SAR ($SAR_{10\text{ g}}$)

Evaluation distance [cm]	Induced quantities		Basic restriction
0,1	J [A/m ²]	0,25	0,28
	E [V/m]	1,62	18,9
	$SAR_{10\text{ g}}$ [W/kg]	0,000 4	2
1,0	J [A/m ²]	0,23	0,28
	E [V/m]	1,51	18,9
	$SAR_{10\text{ g}}$ [W/kg]	0,000 3	2
5,0	J [A/m ²]	0,17	0,28
	E [V/m]	1,15	18,9
	$SAR_{10\text{ g}}$ [W/kg]	0,000 2	2

J.4 Combined method of measurement and computational analysis

J.4.1 General

The internal electric field, current density and SAR are difficult to measure directly. Therefore, the evaluation is often performed using computational approaches; however, it is difficult to accurately model an actual exposure situation in simulations including electric vehicle body, ground planes, etc. To address these problems, the evaluation of the internal electric field, current density or SAR by an approach combining electromagnetic field measurement around the system and computational analyses is also possible. First, magnetic near-field data are measured in the area occupied by the human body. Then, the measured magnetic fields are used as incident fields in a computational method to derive the internal electric field strength or SAR inside human-body models.

J.4.2 Measurement of magnetic field

A measurement system was constructed and used to measure the magnetic near-field of the WPT systems as shown in Figure J.6. The magnetic near-field probes shown in Figure J.7 were developed in-house and used to simultaneously measure both the magnitude and phase of the magnetic fields. The probes consist of three rectangular loops oriented orthogonally for the measurement of the three x , y , and z components of the magnetic field. The signals in the time domain received by each rectangular loop are amplified by a preamplifier and converted into digital data in a time sequence by an analogue-to-digital (A/D) converter. The magnitude and phase of the magnetic field are finally determined by the fast Fourier transform (FFT) of the acquired time-sequence data. The probes are calibrated before measurements. Two magnetic field probes are used: to measure the magnetic field inside the measurement area, and to measure the reference phase.

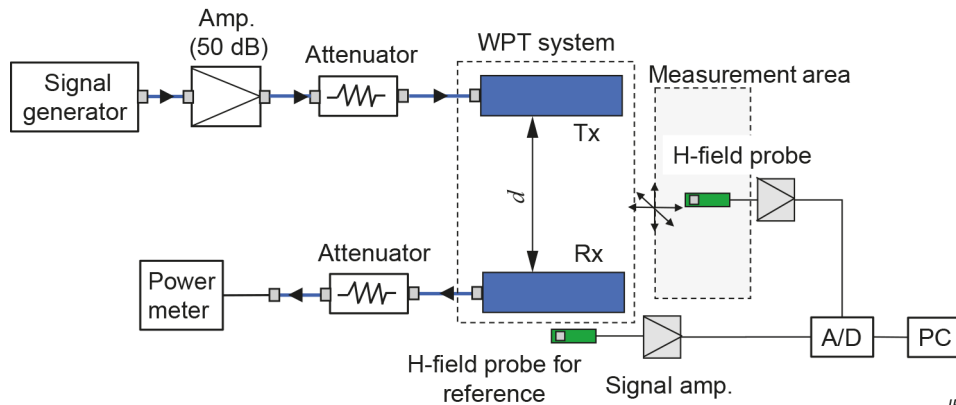


Figure J.6 – Measurement system for the magnetic near-field of WPT systems [83]

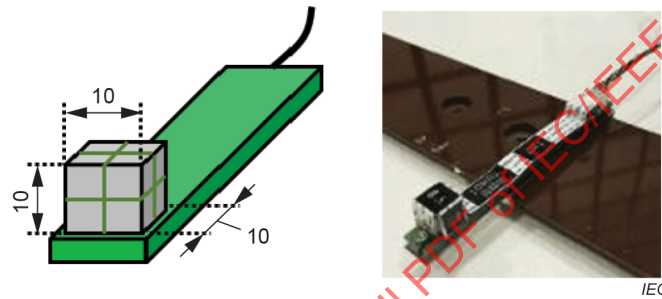


Figure J.7 – Schematic view and picture of the fabricated magnetic-field probes [83]

J.4.3 Computational analyses of induced quantities

Realistic human models of the Japanese adult male “TARO” developed by the National Institute of Information and Communications Technology, Tokyo, Japan, were used to derive induced quantities inside the human body [81]. The adult male model is comprised of 51 different tissues with a resolution of 2 mm. The height and mass of the model are 173 cm and 64 kg, respectively. The permittivity and conductivity of the tissues were extracted from Gabriel’s database [43]. The impedance method is used to calculate internal electric field in the human body.

J.4.4 Example of exposure assessment for WPT systems using combined method

Figure J.8 illustrates a schematic view of a WPT system with ferrite tiles which is used for exposure assessments. The dimensions of the transmitting and receiving coils are as follows: the inner and outer radii are $a = 120$ mm and $b = 225$ mm, respectively, and each coil is wound in $N = 44$ turns. The transmitting and receiving coils are each loaded with 2,1 nF capacitors [83]. A terminal load of $R_L = 50 \Omega$ is connected at the end port of the receiving coil. The spacing between the transmitting and receiving coils is $d = 200$ mm. Metal plates with a size of 600 mm × 600 mm are placed at the back of the ferrite tiles. The thicknesses of the ferrite tiles and metal plates are 5 mm and 2 mm, respectively. The spacing between the coils and the ferrite tiles is 10 mm. The resonance frequencies of the fabricated WPT system without ferrite tiles are 80 kHz and 97 kHz. The power transmission ratios are approximately 79 % and 85 %, respectively.

The power transmission ratios of the WPT system with the ferrite tiles were measured as 79 % and 85 % at 80 kHz and 97 kHz, respectively.

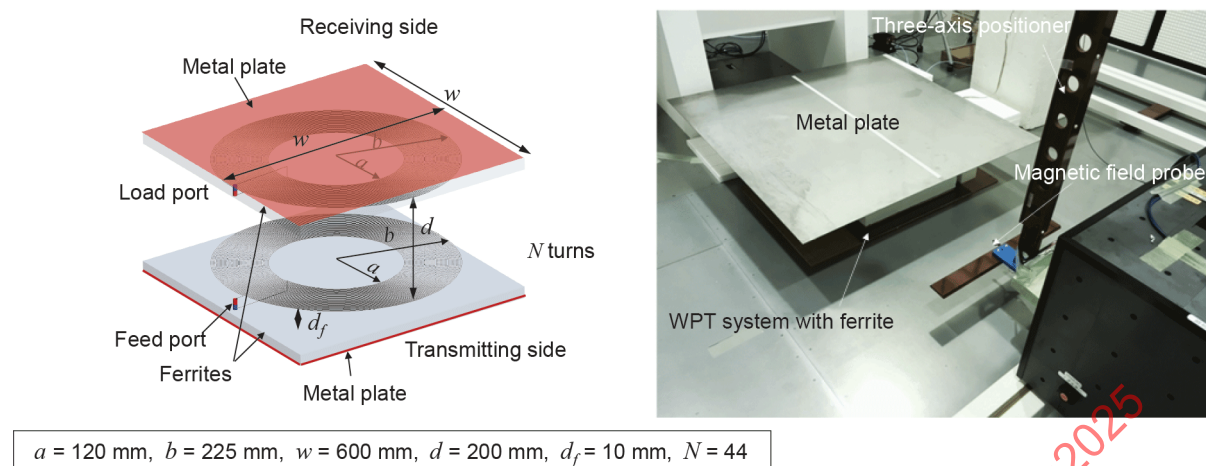
The exposure was simulated by using the measured magnetic field distribution as an incident magnetic field in the impedance method. Although the 99th percentile value (E^{99}) is suggested for use in an international guideline [5], the 99,9th percentile electric field ($E^{99,9}$) is used as a metric from the viewpoint of conservativeness since the exposure is highly non-uniform [79].

Figure J.9 illustrates the exposure condition assuming that the WPT systems are used for charging EVs and placed on a metal ground plane. The distance from the outer edge of the coil to the edge of the metal plate is 200 mm. The input power of the system is 1 W. The size of the measurement volume is 350 mm × 700 mm × 1 800 mm to include the entire human body model. The measurement resolution is 50 mm; thus, the total number of measurement points is $8 \times 15 \times 37 = 4\,440$. The measurement time for whole region is 44 760 s or 12 h 26 min. In addition, all measurements were performed without a human body.

Figure J.10 a) and b) show the distributions of the magnitude and phase, respectively, of the magnetic field measured for the fabricated WPT systems without and with ferrite tiles. The results are indicated for an input power of $P_{in} = 7,7$ kW. Note that a metal plate with a size of 1 200 mm × 1 200 mm is placed above the ferrite tiles of the WPT system to consider the shielding effect of a vehicle body. The results show that the magnetic field strength decreases to almost zero at a measurement position higher than the metal plate due to the shielding effect. Additionally, the magnetic field strength of the WPT system equipped with the ferrites was smaller than that without the ferrite tiles and its maximum was 28 A/m when $L = 235$ mm.

Next, measured or calculated magnetic fields are used as incident fields in the impedance method. Note that the resolution of the human body models is 2 mm while the measurement increment is 50 mm. Therefore, a linear interpolation of the measurement data into 2 mm resolution is performed before using them in computational analyses.

Figure J.11 shows the distribution of the internal electric field strength when the input power is $P_{in} = 7,7$ kW for the model with ferrite tiles. As illustrated in Figure J.10, the internal field is concentrated around the legs since only the bottom part of the models was exposed to the magnetic fields. $E^{99,9}$ and E^{99} were 0,42 V/m and 0,26 V/m, respectively, for the WPT system with the ferrite tiles. These values were lower than the basic restriction of the internal electric field strength in the ICNIRP guidelines [5], whereas the magnetic field strength of 28 A/m was higher than the reference level (2 A/m) at the exposure locations.

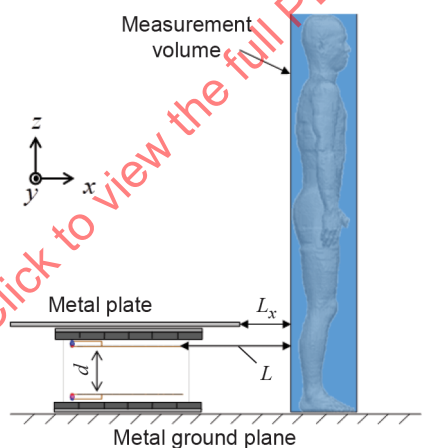


IEC

Key

- a, b coils inner and outer radii
- w side length square ferrite-covered metal plates
- d spacing between transmitting and receiving coils
- d_f spacing between coils and the ferrite tiles

Figure J.8 – Schematic view (left) and picture (right) of WPT systems [83]



IEC

Key

- L spacing between coil outer edge and measurement volume
- L_x spacing between metal plate edge and measurement volume
- d spacing between transmitting and receiving coils

Figure J.9 – Exposure conditions for WPT coils [83]

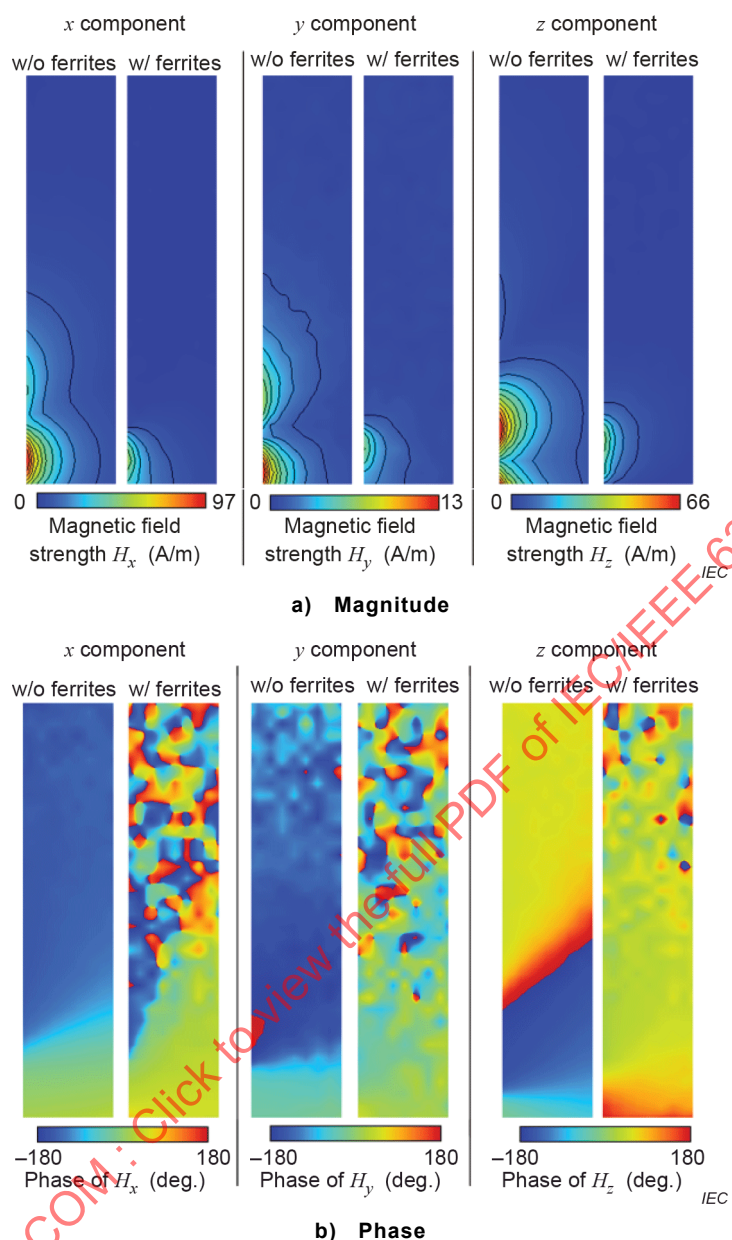
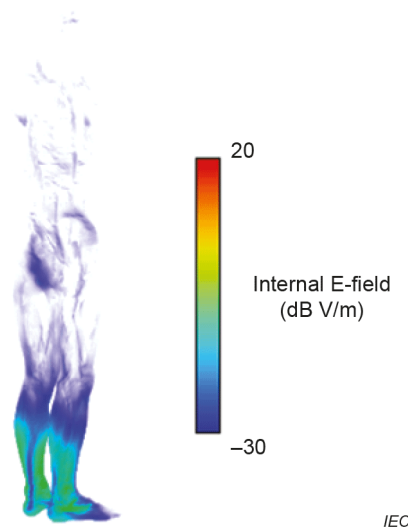


Figure J.10 – Amplitude and phase distributions of magnetic fields measured near WPT systems without (w/o) and with (w/) ferrite tiles [83]



NOTE The outline of the body is shown in blue. The E-field in the white areas of the body is less than -30 dBV/m.

Figure J.11 – Distribution of the internal electric field strength with adult male model for an input power of 7,7 kW [83]

J.5 SAR measurement for WPT system

An example of SAR measurement is specified here. The measurement procedures for retrieving SAR data of a WPT system operating at 6,78 MHz are as follows.

- Place the WPT system near a tissue-equivalent medium phantom with respect to actual exposure scenarios. The phantom may be made of saline solution with a concentration indicated in Table 3. The liquid is filled into a 30 cm × 30 cm × 90 cm water tank made of glass.
- Measure SAR inside the phantom using a well-calibrated SAR probe or electric field probe in an area covering the maximum SAR point with a coarse grid. The measurement grid is 20 mm. The size of the measurement plane is 28 cm × 28 cm = 15 × 15 points = 225 points. The system used for SAR measurements is shown in Figure E.2.
- Measure SAR in a volume using the maximum SAR point as the centre of the bottom plane of the volume with a fine grid. The measurement grid is 2 mm. The size of the measurement volume is 24 mm × 24 mm × 24 mm = 13 × 13 × 13 points = 2 197 points.

An example of SAR measurement using a WPT system operating at 6,78 MHz is shown in Figure J.12. The distance between the bottom of the water tank and the transmitting coil of the WPT system is 91 mm. The distance between the transmitting and receiving coils is 15 mm. A 50 Ω load is connected to the output port of the WPT system. The output voltage is 16,6 V and, hence, the power dissipated into the load is 5,5 W.

The measurement results of SAR in a measurement plane with a coarse grid (20 mm) are shown in Figure J.13. The peak SAR value is 2,1 W/kg.

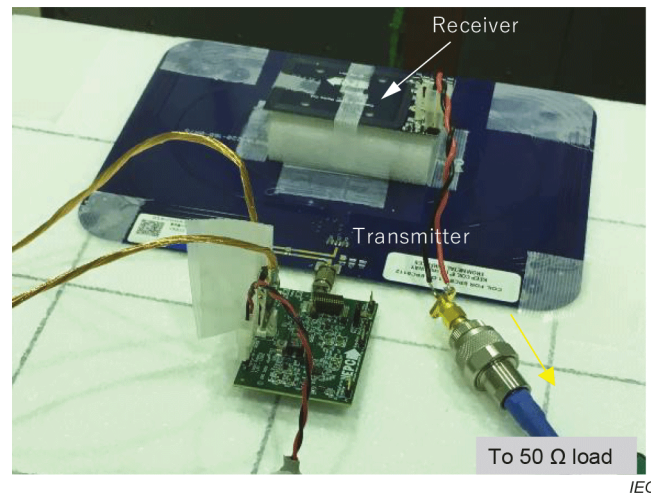


Figure J.12 – WPT system operating at 6,78 MHz

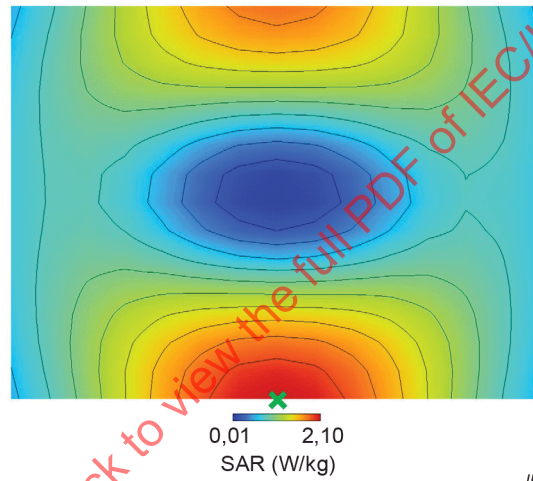


Figure J.13 – SAR distribution on a plane at 25 mm from the bottom of the phantom

Annex K

(informative)

Proximity detection sensor considerations for the exposure assessment of wireless charging implementations for vehicles

K.1 General

When a human body or part of it is intended to be in close proximity to or inside a WPT volume with electromagnetic fields exceeding the exposure limit, reducing the transmitted power can be necessary to meet exposure requirements. In order to control the transmitter power, a specific technique which senses the proximity of the human body, or part of the body, e.g. legs and hands, may be used. When the device is used away from the body, the proximity sensor does not trigger and the transmitter power may return to a higher power level to maintain nominal receive and transmit performance, while continuing to comply with regulatory requirements. Unless the procedure in IEC/IEEE 62209-1528 for body-worn or handheld devices is applied, the procedure specified in Annex K should be used to quantify the triggering characteristics of the proximity sensor to verify whether:

- the sensor triggers the power reduction at the required distance to the user in a repeatable and reliable manner;
- the detection sensor triggering coverage is sufficient for exposure assessment regardless of which direction the user approaches the WPT device.

K.2 Phantom specification

K.2.1 Phantom for the stationary living object detection

The phantom for the stationary living object detection considers the object size, e.g. a baby or part of body (limbs):

- Shape: 10 cm high cylinder with 15 cm radius.
- Material: gel or liquid that simulates human skin and muscle, like salt water, for the operation frequency as shown in IEC/IEEE 62209-1528.

K.2.2 Phantom for the proximity living object detection

The material and shape of the phantom could be dependent on the detection technology. The human body phantom simulates human hands or legs. As a general example for radar technology, the phantom simulates the fist of a child:

- Shape: sphere with 5 cm diameter.
- Material: gel or liquid that simulates the human skin and muscle, like salt water, for the relevant operation frequency.

These values are based on a radar detection system. For other detection technologies some modifications to the test device can be done, e.g. to establish the temperature near a living temperature, or to change the shape of the device.

K.3 Procedures for determining proximity detection sensor triggering distance

For devices that have a transmit antenna that operates at a reduced power when triggered by detection sensor or sensors operating at reduced power and intended for use in close proximity to the human body or part of it, the triggering distances should be determined to assess exposure according to this document.

The procedure for determining the triggering distance of a single proximity sensor implemented on the DUT is as follows.

- a) The secondary coil of the receiver or metal panel which simulates the receiver body should be kept at the maximum gap and offset condition.
- b) The relevant transmitter of the WPT should be set at its normal maximum output power.
- c) The human body phantom, which simulates human hands or legs, should be moved towards the WPT system at a speed of 1 m/s until the proximity sensor is triggered.
- d) The phantom should be moved away from the triggering point by at least 10 cm or until the maximum output power returns to the normal maximum level.
- e) The phantom should be moved again towards the WPT, but at a speed of 0,1 m/s until it is at least 5 cm within the triggering point, or until it touches the WPT system. The test setup that establishes the movement should improve the repeatability of the results and should be described in the test report.
- f) If the phantom is not touching the WPT, it should be moved in 5 cm steps until the phantom touches the WPT system to confirm that the detection sensor remains triggered and the maximum power stays reduced.
- g) The process is then reversed by moving the phantom away from the WPT according to step c) through step f), to determine the triggering release, until it is at least 10 cm beyond the point that triggers the return to normal maximum power.
- h) The smallest separation distance determined by the sensor triggering procedure for movements towards and away from the WPT system, minus 5 cm, should be the triggering distance for determining the exposure for the corresponding surface.
- i) The maximal global tolerance should be $\pm 10\%$ of each relevant value.
- j) Step a) through step g) should be repeated for all other needed directions (right, left, back or forward) of the WPT.

K.4 Testing areas

All points to be tested should be technically specified by considering the four sides of the car and the minimal distance to the accessible area outside of the car. As an example, Figure K.1 and Figure K.2 illustrate that only three positions are relevant for the exposure assessment in the considered case.

The testing area is shown in Figure I.2. Area 2 and Area 3 should always be compliant with the basic restrictions. Area 1 is noncompliant, but it should be compliant when a person is detected in this area. The area size can change depending on the device design.

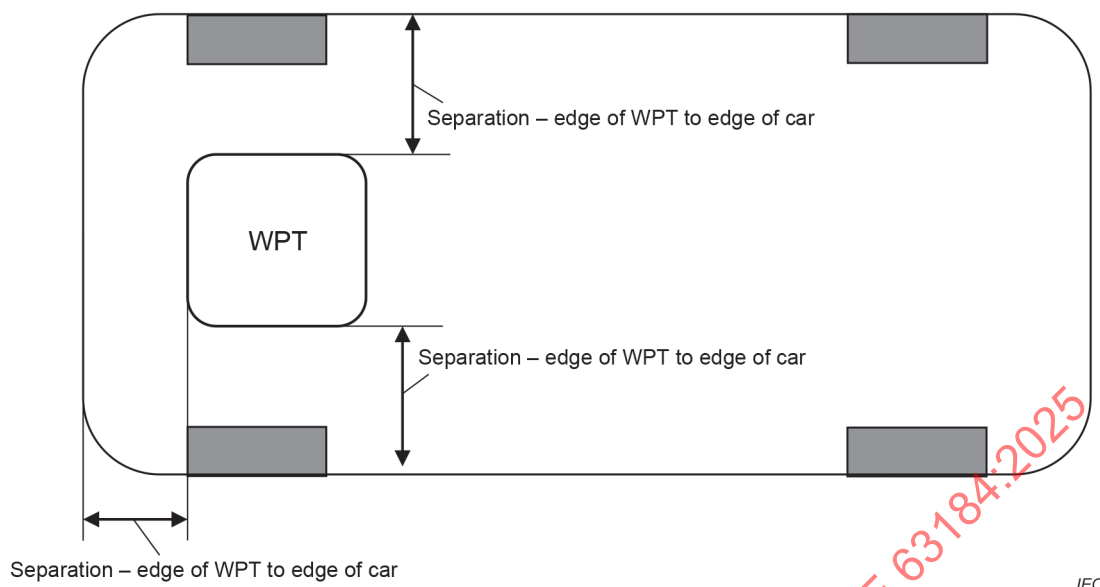


Figure K.1 – Test side consideration drawing

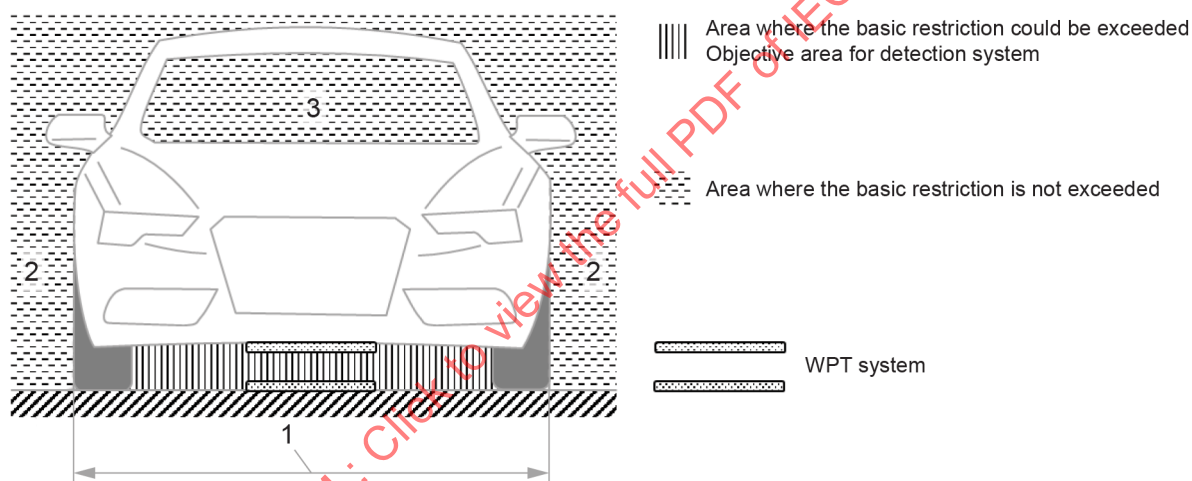


Figure K.2 – Positioning of the phantom and the DUT WPT for determining the detection sensor triggering distance, an example of charging an electric vehicle with a WPT system

K.5 Procedures for determining stationary living objects

When a living object lies down over the primary plate of the WPT system, detection mechanisms are used to recognize it and react. To confirm its presence, field evaluations are done under and around the system, where the living object could be lying. Evaluation locations should be chosen technically.

a) The following parameters should be considered:

- 1) the gap between the car and the ground;
- 2) the gap between the primary and the secondary parts of the WPT system;
- 3) the size of the phantom;
- 4) the suspected magnetic field in areas to be protected.

- b) The procedure for determining the function of the stationary living object detection is as follows.
 - 1) The secondary coil of the receiver or metal panel which simulates the receiver body should be kept at the maximum gap and offset condition.
 - 2) The phantom should be placed on the first selected area to confirm.
 - 3) A measurement probe should be placed on the same location of the phantom to measure the field level.
 - 4) The relevant transmitter of the WPT should be set to its normal maximum output power.
 - 5) Record the field on the measurement probe.
- c) Step b) 1) through step b) 5), should be repeated for all other needed positions.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Bibliography

- [1] ITU-R, Report ITU-R SM.2303-3 (06/2021), *Wireless power transmission using technologies other than radio frequency beam*
- [2] IEC 61980-3:2022, *Electric vehicle wireless power transfer (WPT) systems – Part 3: Specific requirements for magnetic field wireless power transfer systems*
- [3] ICNIRP, "International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," *Health Phys.*, vol. 118, pp. 483-524, Mar 2020
- [4] ICNIRP, "International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," *Health Phys.*, vol. 74, pp. 494-522, Apr 1998
- [5] ICNIRP, "International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz)," *Health Phys.*, vol. 99, pp. 818-36, Dec 2010
- [6] 1999/519/EC: *Council Recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz)*. Official Journal of the European Communities, L 199, 30e July 1999:59-70
- [7] IEEE Std C95.1-2005, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*
- [8] IEEE Std C95.1-2019, *IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz*
- [9] Directive 2013/35/EU of the European Parliament and of the Council of 26 June 2013 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields). Official Journal of the European Union, L 179, 29th June 2013:1-21]
- [10] IEC 60050-121, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV) – Part 121: Electromagnetism*, available at <https://www.electropedia.org/>
- [11] IEC 60050-102, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV) – Part 102: Mathematics - General concepts and linear algebra*, available at <https://www.electropedia.org/>
- [12] Sunohara T, Hirata A, Laakso I, De Santis V, and Onishi T, "Evaluation of nonuniform field exposures with coupling factors," *Phys. Med. Biol.*, vol. 60, pp. 8129-40, 2015
- [13] Liorni I, Lisewski T, Capstick M H, Kuehn S, Neufeld E, and Kuster N, "Novel method and procedure for evaluating compliance of sources with strong gradient magnetic fields such as wireless power transfer systems," *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 62, pp. 1323-1332, 2020
- [14] IEC TR 62905:2018, *Exposure assessment methods for wireless power transfer systems*
- [15] Wake K, Laakso I, Hirata A, Chakarothei J, Onishi T, Watanabe S, et al., "Derivation of coupling factors for different wireless power transfer systems: inter- and intralaboratory comparison," *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 59, pp. 677-685, 2017

- [16] FCC Docket 19-126, Resolution of notice of inquiry, second report and order, notice of proposed rulemaking, and memorandum opinion and order, U.S. Federal Communications Commission, 45 L Street NE, Washington, DC 20554, USA, Dec. 2019
- [17] IEC 62226-2-1:2004, *Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body – Part 2-1: Exposure to magnetic fields – 2D models*
- [18] IEC 62311:2007, *Assessment of electronic and electrical equipment related to human exposure restrictions for electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz)*⁴
- [19] IEC 62233:2005, *Measurement methods for electromagnetic fields of household appliances and similar apparatus with regard to human exposure*
- [20] Christ, A., Kainz, W., Hahn, E. G., Honegger, K., Zefferer, M., Neufeld, E., ... Kuster, N. (2009). The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. *Physics in Medicine & Biology*, 55(2), N23
- [21] Gosselin, M. C., Neufeld, E., Moser, H., Huber, E., Farcito, S., Gerber, L., Kuster, N. (2014). Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0. *Physics in Medicine & Biology*, 59(18), 5287
- [22] IEC TR 63167:2024, *Assessment of contact current related to human exposure to electric, magnetic and electromagnetic fields*
- [23] IEC 62311:2019, *Assessment of electronic and electrical equipment related to human exposure restrictions for electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz)*
- [24] ISED RSS-102.NS.MEAS – *Measurement Procedure for Assessing Nerve Stimulation (NS) Compliance in Accordance with RSS-102*, Innovation, Science and Economic Development Canada, Iss. 4, Dec. 2023
- [25] Christ A, Fallahi A, Neufeld E, and Kuster N, "Mechanism of capacitive coupling of proximal electromagnetic sources with biological bodies," *Bioelectromagnetics*, 43, 7, 404-412, 2022.
- [26] Schomer D L, and Lopes da Silva, F H, *Niedermeyer's Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*, 7th Ed.: Lippincott Williams & Wilkins, Ch. 35, 2018
- [27] Cantor R, Hall A, and Matlachov A, "Thin-film planar gradiometer with long baseline," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 43, pp. 1223-1226, 2006
- [28] Capstick M, Sabathy M, Brönnimann M, Rivara B, Klopott B, Kühn S, Xi J, Choi D, Kuster N, "A novel system for in situ compliance evaluation of WPT Systems and magnetic near-field sources," *2022 Wireless Power Week (WPW)*
- [29] Peyman A, Gabriel C, and Grant E H, "Complex permittivity of sodium chloride solutions at microwave frequencies," *Bioelectromagnetics*, vol. 28, pp. 264-74, May 2007

⁴ Withdrawn. IEC 62311:2007 has been cancelled and replaced by IEC 62311:2019 [23].

- [30] IEC 60990:2016, *Methods of measurement of touch current and protective conductor current*
- [31] Kamimura Y, Komori K, Shoji M, Yamada Y, Watanabe S, and Yamanaka Y, "Human body impedance for contact current measurement in Japan," *IEICE Transactions*, vol. 88-B, pp. 3263-3268, 2005
- [32] Kamimura Y, Inagaki S, and Wake K, "Development of human body impedance equivalent circuit for contact current measurement," *Proc. of the 2018 International Symposium on Electromagnetic Compatibility*, pp. 855-859, 2018
- [33] De Santis V, Beeckman P A, Lampasi D A, and Feliziani M, "Assessment of human body impedance for safety requirements against contact currents for frequencies up to 110 MHz," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, pp. 390-396, 2011
- [34] De Santis V, Martynyuk V, Lampasi A, Fedula M, and Ortigueira M D, "Fractional-order circuit models of the human body impedance for compliance tests against contact currents," *AEU – International Journal of Electronics and Communications*, vol. 78, pp. 238-244, 2017
- [35] Xi JT, Christ A, and Kuster N, "Coverage factors for efficient demonstration of compliance of low-frequency magnetic near-field exposures with basic restrictions," *Phys. Med. Biol.*, vol. 68, 035007, 2023
- [36] Health Canada, Safety Code 6, Limits of Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Energy in the Frequency Range from 3 kHz to 300 GHz, Consumer and Clinical Radiation Protection Bureau, Environmental and Radiation Health Sciences Directorate, Healthy Environments and Consumer Safety Branch, 2015
- [37] Laakso I, De Santis V, Cruciani S, Campi T, and Feliziani M, "Modelling of induced electric fields based on incompletely known magnetic fields," *Phys. Med. Biol.*, vol. 62, pp. 6567-6578, 2017
- [38] ISO/IEC Guide 98-1:2009, *Uncertainty of measurement – Part 1: Introduction to the expression of uncertainty in measurement*
- [39] ISO/IEC Guide 98-3:2008, *Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)*
- [40] Kuster N, Torres V B, Nikoloski N, Frauscher M, and Kainz W, "Methodology of detailed dosimetry and treatment of uncertainty and variations for in vivo studies," *Bioelectromagnetics*, vol. 27, pp. 378-391, Jul 2006
- [41] Taylor B N and Kuyatt C E, *Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results*, 1994
- [42] IEC/IEEE 63195-2:2022, *Assessment of power density of human exposure to radio frequency fields from wireless devices in close proximity to the head and body (frequency range of 6 GHz to 300 GHz) – Part 2: Computational procedure*
- [43] Gabriel S, Lau R W, and Gabriel C, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, p. 2271, 1996
- [44] Hasgall PA, Di Gennaro F, Baumgartner C, Neufeld E, Lloyd B, Gosselin MC, Payne D, Klingensböck A, Kuster N, "IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues," Version 4.1, Feb 22, 2022

- [45] Christ A, Douglas M, Nadakuduti J, and Kuster N, "Assessing human exposure to electromagnetic fields from wireless power transmission systems," *Proceedings of the IEEE*, vol. 101, pp. 1482-1493, 2013
- [46] Chen, X.L., Umenei, A.E., Baarman, D.W., Chavannes, N., De Santis, V., Mosig, J.R. and Kuster, N., "Human exposure to close-range resonant wireless power transfer systems as a function of design parameters," *IEEE transactions on Electromagnetic Compatibility*, 56(5), pp.1027-1034, 2014
- [47] IEEE Std 1309-2013, *IEEE Standard for Calibration of Electromagnetic Field Sensors and Probes, Excluding Antennas, from 9 kHz to 40 GHz*
- [48] ISO/IEC 17025:2017, *General requirements for the competence of testing and calibration laboratories*
- [49] IEEE Std C95.3-2021, *IEEE Recommended Practice for Measurements and Computations of Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields with Respect to Human Exposure to Such Fields, 0 Hz to 300 GHz*
- [50] Fanton, J. P. (2021). Convolution and deconvolution: two mathematical tools to help performing tests in research and industry. *International Journal of Metrology and Quality Engineering*, 12, 6
- [51] Ishii N, Chakaroathai J, Wake K, and Watanabe S, "Probe calibration in lossy liquid using small dipole antennas for Megahertz-Band specific absorption rate measurements," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 69, pp. 3078-3088, 2019
- [52] Andrenko A.S, Chakaroathai J, Wake K, and Onishi T, "SAR dependence on phantom dimensions in WPT exposure assessment," *Proceedings of URSI GASS 2020*, Rome, Italy, 2020
- [53] Shimoyama S, Chakaroathai J, Wake K, Arima T, Watanabe S, and Uno T, "A new extrapolation expression for exposure evaluation inside a human-equivalent liquid phantom in the vicinity of wireless power transfer systems," *Annals of Telecommunications*, vol. 74, pp. 53-65, 2019
- [54] Moré J J, The Levenberg-Marquardt algorithm: implementation and theory in *Numerical analysis*, ed: Springer, pp. 105-116, 1978
- [55] Shimoyama S, Chakaroathai J, Wake K, Hamada L, Arima T, Uno T, Watanabe S (2016), An investigation on sar measurement method for MHz-band wireless power transfer systems, IEICE Technical Report, EMCJ2016-46, EMD2016-19
- [56] Loader B G, Gregory A G, and Bownds D, "Coaxial artefact standard for specific absorption rate 100 kHz to 400 MHz," in *PIERS Proceedings*, Beijing, China, 2009
- [57] Zhu Y and Cangellaris A C, *Multigrid finite element methods for electromagnetic field modeling*, vol. 28: John Wiley & Sons, 2006
- [58] Laakso I and Hirata A, "Fast multigrid-based computation of the induced electric field for transcranial magnetic stimulation," *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, pp. 7753-65, 2012
- [59] Deford J F and Gandhi O P, "An impedance method to calculate currents induced in biological bodies exposed to quasi-static electromagnetic fields," *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. EMC-27, pp. 168-173, 1985

- [60] Orcutt N and Gandhi O P, "A 3-D impedance method to calculate power deposition in biological bodies subjected to time varying magnetic fields," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, pp. 577-83, Aug 1988
- [61] Yee K S, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 14, pp. 302-307, 1966
- [62] Taflove A and Brodwin M E, "Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 23, pp. 888-896, 1975
- [63] Taflove A and Hagness S C, *Computational electrodynamics: the finite-difference time-domain method*: Artech house, 2005
- [64] Yu W, Yang X, Liu Y, Mittra R, Dau-Chyryh C, Chao-Hsiang L, *et al.*, "New development of parallel conformal fdtd method in computational electromagnetics engineering," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 53, pp. 15-41, 2011
- [65] Chakarothai J, Wake K, and Watanabe S, "Scalable GPU-parallelized FDTD method for analysis of large-scale electromagnetic dosimetry problems," *ACES Journal*, vol. 31, pp. 661-668, 2016
- [66] Roden J A and Gedney S D, "Convolution PML (CPML): An efficient FDTD implementation of the CFS–PML for arbitrary media," *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 27, pp. 334-339, 2000
- [67] Berenger J-P, A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves," *Journal of Computational Physics*, vol. 114, pp. 185-200, 1994
- [68] Chakarothai J, Wang J, Fujiwara O, Wake K, and Watanabe S, "A hybrid MoM/FDTD method for dosimetry of small animal in reverberation chamber," *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 56, pp. 549-558, 2014
- [69] Chakarothai J, Shi J, Wang J, Fujiwara O, Wake K, and Watanabe S, "Numerical techniques for sar assessment of small animals in reverberation chamber," *IEEE Electromagnetic Compatibility Magazine*, vol. 4, pp. 57-66, 2015
- [70] Schaubert D H, Wilton D R, Glisson A W, A "Tetrahedral modeling method for electromagnetic scattering by arbitrarily shaped inhomogeneous dielectric bodies," *IEEE Transaction on Antennas and Propagation*, vol. AP-32, no. 1, 1984
- [71] Chakarothai J, Wake K, Watanabe S, Arima T, Uno T, "A hybrid MoM/FDTD method for exposure assessment of wireless power transfer system," *iWEM'18*, no. FA2.3, Nagoya, Aug. 2018
- [72] De Santis V, Campi T, Cruciani S, Laakso I, and Feliziani M, "Assessment of the induced electric fields in a carbon-fiber electrical vehicle equipped with a wireless power transfer system," *Energies*, vol. 11, p. 684, 2018
- [73] Giacccone L., and Freschi F., "Chassis influence on the exposure assessment of a compact EV during WPT recharging operations," *Magnetochemistry*, vol. 7, no. 2, p. 25, 2021
- [74] De Santis V, Giacccone L, and Freschi F, "Influence of posture and coil position on the safety of a WPT system while recharging a compact EV," *Energies*, vol. 14, p. 7248, 2021

- [75] Hirata A, Fumihiro I, and Laakso I, "Confirmation of quasi-static approximation in SAR evaluation for a wireless power transfer system," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, p. N241, 2013
- [76] Smythe W B, *Static and dynamic electricity*. United States: Hemisphere Publishing, pp. 290-291, 1967
- [77] Dennison, E, "Off-axis field due to a current loop," *Magnet Formulas*, 2018, (https://tiggerntatie.github.io/emagnet-py/offaxis/off_axis_loop.html)
- [78] ISO 19363:2020, *Electrically propelled road vehicles – Magnetic field wireless power transfer – Safety and interoperability requirements*
- [79] Laakso, I. and Hirata, A., Evaluation of the induced electric field and compliance procedure for a wireless power transfer system in an electrical vehicle," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, p. 7583, 2013
- [80] Okada, M., K. Miwa, S. Kodera, and A. Hirata, "Compliance assessment of the spatial averaging method for magnetic field leakage from a wireless power transfer system in electric vehicles," *Appl. Sci.* (MDPI) 2024, 14, 2672, <https://doi.org/10.3390/app14072672>
- [81] Nagaoka T, Watanabe S, Sakurai K, Kunieda E, Watanabe S, Taki M, *et al.*, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry," *Phys. Med. Biol.*, vol. 49, pp. 1-15, 2004
- [82] Ahn J, Hong SE, Kim H, Chun Y, Choi HD, Kim K, Andres B, Choi J, Ahn S, "Compliance testing for human body model exposure to electromagnetic fields from a high-power wireless charging system for drones," *Radiation Protection Dosimetry*, 2020, doi:10.1093/rpd/ncaa008
- [83] Chakarothai J, Wake K, Arima T, Watanabe S, and Uno T, "Exposure evaluation of an actual wireless power transfer system for an electric vehicle with near-field measurement," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 66, pp. 1543-1552, 2018
-

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	158
INTRODUCTION.....	160
1 Domaine d'application	161
2 Références normatives	161
3 Termes et définitions	162
4 Symboles et abréviations.....	167
4.1 Grandeurs physiques	167
4.2 Constantes	167
4.3 Abréviations.....	167
5 Procédures d'évaluation	168
5.1 Généralités	168
5.2 Évaluation de conformité en fonction des effets directs	169
5.2.1 Généralités	169
5.2.2 Niveau 1: Évaluation fondée sur le courant de bobine.....	170
5.2.3 Niveau 2: Évaluation des champs incidents par rapport aux niveaux de référence	171
5.2.4 Niveau 3: Évaluation des champs magnétiques incidents à l'aide du facteur de couplage	171
5.2.5 Niveau 4: Évaluation du champ E interne, de la densité de courant ou du DAS par rapport aux restrictions de base.....	178
5.3 Évaluation de l'exposition aux courants de contact.....	179
6 Méthodes de mesure	180
6.1 Champs incidents	180
6.1.1 Généralités	180
6.1.2 Équipement	182
6.2 DAS et pE_{ind}	184
6.3 Courants de contact.....	186
6.3.1 Généralités	186
6.3.2 Équipement	186
6.3.3 Mesures	187
7 Méthodes de calcul numérique pour l'évaluation.....	188
7.1 Généralités	188
7.2 Approximation quasi statique	190
7.3 Calcul pour l'évaluation par rapport aux restrictions de base.....	191
7.3.1 Généralités	191
7.3.2 DAS maximal moyenné dans l'espace.....	191
7.3.3 DAS moyenné du corps entier	191
7.3.4 Densité de courant moyennée sur une surface	191
7.3.5 Champ E interne maximal moyenné dans l'espace dans un volume cubique.....	192
7.3.6 Champ E interne maximal moyenné dans l'espace le long d'une ligne	192
7.3.7 Champ E interne local maximal.....	192
8 Combinaison de méthodes de mesure et de calcul pour les systèmes WPT inductifs.....	192
8.1 Généralités	192
8.2 Mesurage du champ magnétique	192
8.3 Analyses par calcul des grandeurs induites.....	193

8.4	Calcul pour l'évaluation par rapport aux restrictions de base.....	193
9	Évaluations d'incertitude.....	194
9.1	Généralités	194
9.2	Méthodes de mesure	194
9.2.1	Bilan d'incertitude de mesure.....	194
9.2.2	Incertaince de l'étalonnage en amplitude.....	195
9.2.3	Anisotropie de la sonde	195
9.2.4	Linéarité de la plage dynamique de la sonde	195
9.2.5	Réponse dans le domaine fréquentiel de la sonde	195
9.2.6	Réponse en modulation	196
9.2.7	Moyennage dans l'espace (gradient maximal).....	196
9.2.8	Incertaince de l'évaluation du gradient	196
9.2.9	Sensibilité aux champs E et H parasites	196
9.2.10	Limite de détection	196
9.2.11	Électronique de lecture	196
9.2.12	Temps de réponse	196
9.2.13	Positionnement de la sonde.....	196
9.2.14	Post-traitement du signal	196
9.2.15	Position nominale	197
9.2.16	Répétabilité	197
9.2.17	DUT.....	197
9.3	Méthodes de calcul	197
9.3.1	Bilan d'incertitude de calcul	197
9.3.2	Résolution de la grille	198
9.3.3	Paramètres du tissu.....	199
9.3.4	Position d'exposition	199
9.3.5	Convergence	199
9.3.6	Bilan de puissance.....	199
9.3.7	Conditions aux limites.....	200
9.3.8	Approximation quasi statique.....	200
9.3.9	Parties et géométrie du modèle	200
9.3.10	Paramètres diélectriques	200
9.3.11	Paramètres des ferrites	200
9.3.12	Positionnement des bobines d'émission et de réception.....	201
9.3.13	Couplage des bobines d'émission et de réception.....	201
9.3.14	Sources d'exposition autres que les bobines.....	201
9.3.15	Chargement de la bobine.....	201
9.4	Évaluation de méthodes combinées de mesure et de calcul	201
10	Rapport	202
10.1	Généralités	202
10.2	Éléments à enregistrer dans les rapports d'évaluation de conformité d'exposition.....	202
10.3	Éléments supplémentaires à inclure pour les mesures d'évaluation.....	203
10.4	Éléments supplémentaires à inclure pour les évaluations numériques et les évaluations combinées numériques et de mesure	204
Annexe A (normative)	Évaluations de l'exposition à l'aide d'approximations.....	205
A.1	Limite de courant pour une bobine WPT	205
A.2	Grandeurs de champ induites pour comparaison aux restrictions de base.....	206
A.3	Facteur d'amélioration ou de couverture	208

Annexe B (normative) Méthodes d'étalonnage	209
B.1 Généralités	209
B.2 Étalonnage du champ E et du champ H	209
B.2.1 Méthodes normalisées de production de champs	209
B.2.2 Caractéristiques à mesurer	210
B.2.3 Étalonnage dans le domaine fréquentiel	211
B.2.4 Étalonnage du champ E	215
B.3 Vérification de la réponse en gradient	219
B.3.1 Généralités	219
B.3.2 Vérification du gradient de champ H: étapes principales	219
B.3.3 Incertitude de la vérification du gradient de champ H	219
B.4 Étalonnage de la sonde dosimétrique	220
B.4.1 Généralités	220
B.4.2 Étalonnage avec des antennes doublets courtes par le biais du facteur d'antenne d'émission	220
B.4.3 Incertitude	223
Annexe C (normative) Méthodes de vérification et de validation des mesures	224
C.1 Généralités	224
C.2 Objectif	224
C.3 Configuration et procédure de mesure pour la vérification et la validation du système	225
C.3.1 Généralités	225
C.3.2 Vérification du système de mesure: procédure d'essai	225
C.3.3 Validation du système de mesure: procédure d'essai	226
Annexe D (informative) Étude de cas sur la dépendance du DAS aux propriétés et à la taille du fantôme	227
D.1 Propriétés du fantôme	227
D.2 Taille du fantôme	231
Annexe E (informative) Méthodes d'extrapolation de mesure du DAS	234
E.1 Généralités	234
E.2 Mesurage et interpolation du champ électrique à l'intérieur d'un fantôme	234
E.2.1 Généralités	234
E.2.2 Fonctions d'extrapolation	234
E.2.3 Trois étapes pour la détermination du DAS maximal dans l'espace	235
E.2.4 Validation des méthodes de mesure par extrapolation	236
E.2.5 Incertitude	238
Annexe F (informative) Méthodes de calcul numérique	240
F.1 Généralités	240
F.2 Méthode quasi statique des éléments finis	240
F.3 Méthode des différences finies du potentiel scalaire	241
F.4 Méthode des impédances	242
F.5 Méthode des différences finies dans le domaine temporel	243
F.6 Technique hybride de la MdM et de la méthode FDTD	243
F.7 Technique hybride de la FEM et de la méthode SPFD	245
Annexe G (informative) Algorithmes de moyennage	246
G.1 Moyennage de la densité de courant sur une surface	246
G.1.1 Généralités	246
G.1.2 Calcul de la densité de courant dans un voxel cartésien	246
G.1.3 Calcul de la densité de courant dans un tétraèdre	247

G.1.4	Calcul de J_{av}	247
G.2	Champ E interne	248
G.2.1	Généralités	248
G.2.2	Moyennage du champ E dans un volume cubique	248
G.2.3	Moyennage du champ E le long d'une distance d'intégration	249
G.2.4	Champ E local maximal	251
Annexe H (normative)	Vérification des codes et validation des modèles	252
H.1	Vérification des codes	252
H.1.1	Généralités	252
H.1.2	Codes de calcul quasi statique	252
H.1.3	Codes de calcul quasi statique pour le champ magnétique incident	253
H.1.4	Algorithmes de moyennage	255
H.2	Validation des modèles	256
H.2.1	Généralités	256
H.2.2	Recommandations pour l'établissement du modèle de calcul	256
H.2.3	Détermination de la validité de la source de champ	256
Annexe I (informative)	Cas d'utilisation d'évaluations de l'exposition aux champs magnétiques	258
I.1	WPT pour VE – véhicule électrique de tourisme	258
I.1.1	Généralités	258
I.1.2	Détermination de la position de l'utilisateur	258
I.1.3	Procédures d'évaluation concernant les effets directs d'un système WPT pour VE	259
I.1.4	Procédures d'évaluation des courants de contact des systèmes WPT pour VE	265
I.2	Procédure de mesure des CEM des véhicules utilitaires lourds	270
I.2.1	Généralités	270
I.2.2	Étape 1	270
I.2.3	Étape 2	272
I.2.4	Étape 3	272
I.3	Aéronefs télépilotés	273
I.3.1	Généralités	273
I.3.2	Procédures d'évaluation d'un système WPT pour ATP	273
Annexe J (informative)	Exemples d'évaluations de l'exposition aux champs magnétiques	277
J.1	Généralités	277
J.2	Procédure d'évaluation d'un système WPT pour VE utilitaire lourd	277
J.2.1	Description de la procédure d'évaluation	277
J.2.2	Conditions d'essai	277
J.2.3	Résultat d'essai 1	278
J.2.4	Résultat d'essai 2	278
J.2.5	Résultat d'essai 3	278
J.3	Aéronefs télépilotés	278
J.3.1	Généralités	278
J.3.2	Description du système WPT pour ATP	279
J.3.3	Mesurage du champ magnétique autour du système WPT pour ATP	279
J.3.4	Modélisation du système WPT pour ATP	280
J.3.5	Évaluation du champ incident par rapport aux restrictions de base	281

J.3.6	Évaluation de la densité de courant, du champ électrique interne et du DAS par rapport aux restrictions de base.....	283
J.4	Méthode combinée de mesure et d'analyse par calcul.....	284
J.4.1	Généralités.....	284
J.4.2	Mesurage du champ magnétique.....	284
J.4.3	Analyses par calcul des grandeurs induites.....	285
J.4.4	Exemple d'évaluation de l'exposition pour les systèmes WPT à l'aide d'une méthode combinée.....	285
J.5	Mesurage du DAS pour un système WPT.....	289
Annexe K (informative) Considérations relatives aux capteurs de détection de proximité pour l'évaluation de l'exposition des mises en œuvre de recharge sans fil des véhicules.....		291
K.1	Généralités.....	291
K.2	Spécifications des fantômes.....	291
K.2.1	Fantôme pour la détection d'objets vivants immobiles.....	291
K.2.2	Fantôme pour la détection d'objets vivants à proximité.....	291
K.3	Procédures de détermination de la distance de déclenchement des capteurs de détection de proximité.....	292
K.4	Zones d'essai.....	292
K.5	Procédures de détermination d'objets vivants immobiles.....	293
Bibliographie.....		295
Figure 1 – Organigramme de la procédure d'évaluation.....		169
Figure 2 – Organigramme de la procédure d'évaluation en fonction des effets directs.....		170
Figure 3 – Le gradient G_n est déterminé à la surface et est normal à la surface, c'est-à-dire dans la direction de l'axe indiqué.....		175
Figure 4 – Facteurs de couplage k de la Formule (7) à la Formule (11) en fonction du gradient de champ magnétique normalisé [13].....		178
Figure 5 – Deux situations d'exposition pour des objets métalliques non mis à la terre et mis à la terre.....		180
Figure 6 – Organigramme des procédures d'évaluation des courants de contact.....		180
Figure 7 – Circuit équivalent au corps humain proposé dans l'IEC 60990 [30].....		186
Figure 8 – Caractéristiques de fréquence d'impédance d'un homme adulte et des circuits équivalents proposés dans l'IEC 60990 [30] et valeurs évaluées [31], [32], [33], [34].....		187
Figure 9 – Exemple d'équipement de mesure du courant de contact.....		187
Figure A.1 – Comparaison du champ H avec un nombre de spires n à 1 cm d'une bobine circulaire calculé avec Biot-Savart à l'approximation de la Formule (A.1).....		206
Figure B.1 – Configuration de production de champs H et de champs E pour l'étalonnage des sondes.....		211
Figure B.2 – Configuration de production du champ H pour l'étalonnage de la plage dynamique.....		213
Figure B.3 – Configuration de production du champ E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence.....		215
Figure B.4 – Configuration de production de champs E pour l'étalonnage de la plage dynamique.....		217
Figure B.5 – Représentation de la configuration d'évaluation du facteur d'antenne d'émission [51].....		222
Figure B.6 – Représentation de la configuration d'évaluation des coefficients de sensibilité [51].....		223

Figure C.1 – Configurations d'essai recommandées pour la vérification et la validation du système de mesure	225
Figure D.1 – Modèle de simulation d'un système WPT de grandes dimensions qui fonctionne à proximité a) d'un fantôme elliptique et b) d'un modèle de corps humain	228
Figure D.2 – Différentes conditions d'exposition pour le modèle de corps humain	229
Figure D.3 – DAS calculé pour des bobines circulaires de 50 cm de diamètre qui fonctionnent à 6 cm du fantôme elliptique et du modèle humain hétérogène	229
Figure D.4 – Modèle de simulation d'un système WPT de faibles dimensions qui fonctionne à proximité a) d'un fantôme elliptique et b) d'un modèle de corps humain	230
Figure D.5 – DAS calculé pour les petites bobines carrées de 10 cm × 10 cm qui fonctionnent à 2 cm du fantôme elliptique et du modèle humain hétérogène	230
Figure D.6 – Disposition du système WPT de grandes dimensions pour les conditions d'exposition a) du cas A et b) du cas C par rapport à la surface elliptique du fantôme	232
Figure D.7 – DAS moyenné sur 10 g calculé en fonction du plus petit axe du fantôme elliptique v normalisé par le diamètre extérieur de la bobine D pour a) le cas A ($f_{\text{high}} = 7,54$ MHz) et b) le cas C ($f_{\text{low}} = 6,14$ MHz, $f_{\text{high}} = 7,18$ MHz)	232
Figure D.8 – Disposition du système WPT de faibles dimensions pour les conditions d'exposition du cas C par rapport a) au fantôme elliptique et b) au fantôme rectangulaire	232
Figure D.9 – DAS moyenné sur 10 g calculé en fonction du plus petit axe v ou de la largeur W normalisé(e) par la diagonale K de la bobine carrée pour a) le fantôme elliptique ($f_{\text{low}} = 6,6$ MHz, $f_{\text{high}} = 7,64$ MHz) et b) le fantôme rectangulaire ($f_{\text{low}} = 6,59$ MHz)	233
Figure E.1 – Schéma du système de mesure	237
Figure E.2 – Système de mesure	237
Figure E.3 – Distributions du champ électrique mesuré et simulé dans le plan de mesure à 25 mm de la limite du fantôme avec le système WPT de type solénoïde positionné parallèlement à la paroi du fantôme	237
Figure E.4 – Distributions du champ électrique mesuré et simulé dans le plan de mesure à 25 mm de la limite du fantôme avec le système WPT de type spirale plate positionné parallèlement à la paroi du fantôme	238
Figure E.5 – DAS moyenné sur 10 g obtenu par mesurage et extrapolation et DAS moyenné sur 10 g obtenu par la MdM	238
Figure G.1 – Composantes de champ sur les arêtes du voxel	247
Figure H.1 – Système de coordonnées et angles	254
Figure I.1 – Exemple de régions de protection, pour les systèmes montés au sol (véhicule) [78]	258
Figure I.2 – Exemple de régions de protection, pour les systèmes montés au sol (avec une plaque de simulation de véhicule)	259
Figure I.3 – Organigramme pour l'évaluation avec un VE et avec une plaque de simulation de véhicule (effet direct)	260
Figure I.4 – Positions de mesure dans la région 2 (WPT)	261
Figure I.5 – Positions de mesure dans la région 3	262
Figure I.6 – Positions de mesure dans la région 2 de la plaque de simulation de véhicule (WPT)	263
Figure I.7 – Positions de mesure dans la région 3 de la plaque de simulation de véhicule (WPT)	264
Figure I.8 – Organigramme pour l'évaluation avec utilisation d'un VE et avec une plaque de simulation de véhicule (courants de contact)	265

Figure I.9 – Exemple de configuration du courant de contact en condition avec mise à la terre: (1) avec un véhicule.....	267
Figure I.10 – Exemple de configuration du courant de contact en condition avec mise à la terre: (2) avec une plaque de simulation de véhicule.....	267
Figure I.11 – Exemple de configuration du courant de contact en condition sans mise à la terre: (1) avec un véhicule.....	269
Figure I.12 – Exemple de configuration du courant de contact en condition sans mise à la terre: (2) avec une plaque de simulation de véhicule.....	270
Figure I.13 – Mesurage des CEM pour un véhicule utilitaire lourd: vue du dessus.....	271
Figure I.14 – Mesurage des CEM pour un véhicule utilitaire lourd: vue de côté.....	271
Figure I.15 – Points de mesure sur le plancher intérieur du bus WPT.....	272
Figure I.16 – Position de mesure.....	274
Figure J.1 – Essai CEM d'un bus électrique (7 août 2015, Séjong).....	277
Figure J.2 – Résultat d'essai 1 à partir d'une vue de côté.....	278
Figure J.3 – Géométrie et position de mesure du système WPT pour ATP.....	279
Figure J.4 – Champ magnétique mesuré.....	280
Figure J.5 – Champ magnétique mesuré et calculé.....	280
Figure J.6 – Système de mesure du champ magnétique proche de systèmes WPT [83].....	284
Figure J.7 – Vue schématique et photographie de sondes de champ magnétique fabriquées [83].....	285
Figure J.8 – Vue schématique (à gauche) et photographie (à droite) de systèmes WPT [83].....	286
Figure J.9 – Conditions d'exposition pour les bobines WPT [83].....	287
Figure J.10 – Distributions d'amplitude et de phase des champs magnétiques mesurés à proximité des systèmes WPT sans et avec carreaux de ferrite [83].....	288
Figure J.11 – Distribution du champ électrique interne avec un modèle d'homme adulte pour une puissance d'entrée de 7,7 kW [83].....	289
Figure J.12 – Système WPT qui fonctionne à 6,78 MHz.....	290
Figure J.13 – Distribution du DAS sur un plan à 25 mm du bas du fantôme.....	290
Figure K.1 – Schéma de côté de l'essai.....	293
Figure K.2 – Positionnement du fantôme et du DUT WPT pour déterminer la distance de déclenchement des capteurs de détection – exemple de recharge d'un véhicule électrique à l'aide d'un système WPT.....	293
Tableau 1 – Liste des symboles utilisés dans les formules du 5.2.4.2 et du 5.2.4.3.....	172
Tableau 2 – Propriétés diélectriques du liquide équivalent au tissu.....	184
Tableau 3 – Propriétés diélectriques du milieu équivalent au tissu Solution de NaCl de 0,074 mol/L.....	185
Tableau 4 – Méthodes de calcul numérique.....	189
Tableau 5 – Exemple d'évaluation d'incertitude de l'évaluation de l'exposition aux champs E et H à l'aide de méthodes de mesure.....	194
Tableau 6 – Exemple d'évaluation d'incertitude des méthodes de calcul.....	197
Tableau 7 – Exemple d'évaluation d'incertitude de l'évaluation de l'exposition qui combine des méthodes de mesure et de calcul.....	202
Tableau B.1 – Configurations de production de champs EM pour l'étalonnage des sondes et capteurs.....	209
Tableau B.2 – Principaux composants des configurations de production de champs H et de champs E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence.....	211

Tableau B.3 – Modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence	212
Tableau B.4 – Principaux composants de la configuration de production du champ H pour l'étalonnage de la plage dynamique	213
Tableau B.5 – Modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la plage dynamique du champ H	214
Tableau B.6 – Principaux composants de la configuration de production du champ E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence	215
Tableau B.7 – Modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence du champ E	216
Tableau B.8 – Principaux composants de la configuration de production de champs E pour l'étalonnage de la plage dynamique	217
Tableau B.9 – Modèle pour l'incertitude de la plage dynamique du champ E	218
Tableau B.10 – Modèle pour l'incertitude de la vérification du gradient de champ H	219
Tableau B.11 – Modèle d'incertitude pour l'évaluation du champ électrique interne moyen produit par une antenne doublet courte par le biais du facteur d'antenne d'émission	223
Tableau E.1 – Incertitude de mesure du DAS moyenné sur 10 g	239
Tableau H.1 – Interpolation et superposition des composantes de champ vectoriel pour les courants de boucle I et les décalages de phase ξ	254
Tableau J.1 – Facteur de couplage k_L calculé	281
Tableau J.2 – Résultats de l'évaluation à l'aide du facteur de couplage k_L	282
Tableau J.3 – Résultats de l'évaluation à l'aide du facteur de couplage k_G	282
Tableau J.4 – Résultats du calcul de la densité de courant (J), du champ électrique interne (E) et du DAS maximal moyenné dans l'espace sur 10 g ($SAR_{10\text{ g}}$)	283

MÉTHODES D'ÉVALUATION DE L'EXPOSITION HUMAINE AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES ET MAGNÉTIQUES PRODUITS PAR LES SYSTÈMES DE TRANSFERT DE PUISSANCE SANS FIL – MODÈLES, INSTRUMENTATION, MÉTHODES ET PROCÉDURES DE MESURE ET DE CALCUL (PLAGE DE FRÉQUENCES COMPRISES ENTRE 3 kHz ET 30 MHz)

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Électrotechnique 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. À 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.

Les normes de l'IEEE sont élaborées par les Sociétés de l'IEEE, ainsi que par les Comités de coordination des normes du Conseil de normalisation de l'IEEE Standards Association (IEEE-SA). Ces normes sont l'aboutissement d'un consensus, approuvé par l'American National Standards Institute, qui rassemble des bénévoles représentant divers points de vue et intérêts. Les participants bénévoles ne sont pas nécessairement membres de l'IEEE et leur intervention n'est pas rétribuée. Si l'IEEE administre le déroulement de cette procédure et définit les règles destinées à favoriser l'équité du consensus, l'IEEE lui-même n'évalue pas, ne teste pas et ne vérifie pas l'exactitude de toute information contenue dans ses normes. L'utilisation de normes de l'IEEE est entièrement volontaire. Les documents de l'IEEE sont disponibles à des fins d'utilisation, à condition d'être assortis d'avis importants et de clauses de non-responsabilité (voir <https://standards.ieee.org/ipr/disclaimers.html> pour de plus amples informations).

L'IEC travaille en étroite collaboration avec l'IEEE selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations. La présente Norme internationale double logo a été développée conjointement par l'IEC et l'IEEE dans le cadre de cet accord.

- 2) Les décisions officielles 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. Une fois le consensus établi entre les Sociétés de l'IEEE et les Comités de coordination des normes, les décisions officielles de l'IEEE relatives aux questions techniques sont déterminées en fonction du vote exprimé par un groupe à la composition équilibrée, composé de parties intéressées qui manifestent leur intérêt pour la révision des normes proposées. L'approbation finale de la norme de l'IEEE est soumise au Conseil de normalisation de l'IEEE Standards Association (IEEE SA).
- 3) Les Publications IEC/IEEE se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC/Sociétés de l'IEEE. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin de s'assurer de l'exactitude du contenu technique des Publications IEC/IEEE; l'IEC ou l'IEEE ne peuvent pas être tenus responsables 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 (y compris les Publications IEC/IEEE) dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications IEC/IEEE et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC et l'IEEE eux-mêmes ne fournissent 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 et l'IEEE ne sont responsables 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 ou à l'IEEE, 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, ou les bénévoles des Sociétés de l'IEEE et des Comités de coordination des normes du Conseil de normalisation de l'IEEE Standards Association (IEEE SA), 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 IEC/IEEE ou toute autre publication de l'IEC ou de l'IEEE, 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 fait que la mise en application de cette Publication IEC/IEEE peut requérir l'utilisation de matériels protégés par des droits de brevet. En publiant cette norme, aucun parti n'est pris concernant l'existence ou la validité de droits de brevet y afférents. Ni l'IEC ni l'IEEE ne peuvent être tenus d'identifier les revendications de brevet essentielles pour lesquelles une autorisation peut s'avérer nécessaire, d'effectuer des recherches sur la validité juridique ou l'étendue des revendications des brevets, ou de déterminer le caractère raisonnable ou non discriminatoire des termes ou conditions d'autorisation énoncés dans le cadre d'un Certificat d'assurance, lorsque la demande d'un tel certificat a été formulée, ou contenus dans tout accord d'autorisation. Les utilisateurs de cette norme sont expressément informés du fait que la détermination de la validité de tous droits de propriété industrielle, ainsi que les risques qu'implique la violation de ces droits, relèvent entièrement de leur seule responsabilité.

L'IEC/IEEE 63184 a été établie par le comité d'études 106 de l'IEC: Méthodes d'évaluation des champs électriques, magnétiques et électromagnétiques en relation avec l'exposition humaine, en coopération avec l'International Committee on Electromagnetic Safety (ICES) de l'IEEE Standards Association, sous accord double logo IEC/IEEE entre l'IEC et l'IEEE. Il s'agit d'une Norme internationale.

Le présent document est publié en tant que norme double logo IEC/IEEE.

Le texte de la présente Norme internationale est issu des documents de l'IEC suivants:

Projet	Rapport de vote
106/669/FDIS	106/685/RVD

Le rapport de vote indiqué dans le tableau ci-dessus donne toute information sur le vote ayant abouti à son approbation.

La langue employée pour l'élaboration de cette Norme internationale est l'anglais.

Le présent document a été rédigé conformément aux règles données dans les Directives ISO/IEC, Partie 2, disponibles à l'adresse www.iec.ch/members_experts/refdocs. Les principaux types de documents développés par l'IEC sont décrits plus en détail sous www.iec.ch/publications/.

La présente première édition de l'IEC/IEEE 63184 annule et remplace la première édition de l'IEC PAS 63184 publiée en 2021. Cette édition constitue une révision technique.

Cette édition inclut les modifications techniques majeures suivantes par rapport à l'édition précédente:

- la limite inférieure de fréquence est passée de 1 kHz à 3 kHz;
- les courants de contact ont été clarifiés en tant qu'effets indirects dans les procédures d'évaluation;
- dans les méthodes de mesure, les formules de DAS et de champ électrique interne ont été appliquées;
- dans les méthodes de calcul numérique pour l'évaluation, des spécifications ont été ajoutées pour le calcul de la moyenne de la densité de courant et du champ E interne;
- l'incertitude des méthodes de calcul a été mise à jour;
- des recommandations relatives au contenu des rapports d'essai ont été introduites.

Le comité d'études de l'IEC et le comité technique de l'IEEE ont décidé que le contenu du présent document ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous webstore.iec.ch dans les données relatives au document recherché. À cette date, le document sera

- reconduit,
- supprimé, ou
- révisé.

INTRODUCTION

Les systèmes de transmission de puissance sans fil décrits dans le domaine d'application du présent document exigent des procédures et des protocoles particulièrement élaborés pour l'évaluation de l'exposition humaine. Ces systèmes sont de plus en plus souvent mis en œuvre dans un large éventail d'applications sur différentes plages de fréquences, de l'électronique grand public (téléphones mobiles, tablettes PC, etc.) à l'automobile (véhicules électriques). L'exposition humaine aux champs électriques et magnétiques est limitée afin d'éviter des effets nocifs établis pour la santé, notamment l'électrostimulation des tissus nerveux et les effets thermiques, ainsi que les courants de contact. Un rapport publié par l'UIT-R (-SM.2303[1]3¹) sur les systèmes WPT spécifie des méthodes d'évaluation de l'exposition aux RF, mais aucune méthode d'évaluation définitive n'a été introduite. Une méthode d'évaluation de l'exposition WPT pour les systèmes de recharge des VE a été spécifiée dans l'IEC 61980-3:2022 [2]; cependant, il n'existe actuellement aucune autre norme de produit particulière relative aux systèmes WPT. Dans la mesure où les systèmes WPT continueront à devenir omniprésents dans une multitude d'applications à l'avenir, l'IEC et l'IEEE ont créé un groupe de travail mixte pour examiner les méthodes d'évaluation des systèmes WPT liées à l'exposition humaine aux champs électriques, magnétiques et électromagnétiques.

Le présent document décrit les méthodes de base pour évaluer les effets directs et indirects de l'exposition aux systèmes WPT, des études de cas et des recherches pertinentes. Ces méthodes se concentrent principalement sur les fréquences comprises entre 3 kHz et 30 MHz et prennent en compte à la fois l'électrostimulation et les effets thermiques. Les éditions ultérieures étudieront l'extension des recommandations pour les évaluations de l'exposition aux systèmes WPT capacitifs.

¹ Les chiffres entre crochets renvoient à la Bibliographie.

MÉTHODES D'ÉVALUATION DE L'EXPOSITION HUMAINE AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES ET MAGNÉTIQUES PRODUITS PAR LES SYSTÈMES DE TRANSFERT DE PUISSANCE SANS FIL – MODÈLES, INSTRUMENTATION, MÉTHODES ET PROCÉDURES DE MESURE ET DE CALCUL (PLAGE DE FRÉQUENCES COMPRISES ENTRE 3 kHz ET 30 MHz)

1 Domaine d'application

L'objectif du présent document est de spécifier les méthodes d'évaluation de l'exposition humaine aux champs électromagnétiques produits par le transfert de puissance sans fil (WPT, *Wireless Power Transfer*) stationnaire en ce qui concerne le débit d'absorption spécifique (DAS), de champs électriques internes² ou de densité de courant, et de courants de contact. La plage de fréquences couverte par le présent document est comprise entre 3 kHz et 30 MHz. Le présent document se concentre sur les expositions aux systèmes WPT inductifs et spécifie:

- les procédures générales d'évaluation de la conformité;
- les méthodes de mesure;
- les méthodes de calcul numérique pour l'évaluation;
- l'évaluation de méthodes combinées de mesure et de calcul.

Le présent document ne tient pas compte de l'immunité des dispositifs électriques cardiaques implantables aux perturbations rayonnées des systèmes WPT.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

IEC 61786-1:2013, *Mesure de champs magnétiques continus et de champs magnétiques et électriques alternatifs dans la plage de fréquences de 1 Hz à 100 kHz dans leur rapport à l'exposition humaine – Partie 1: Exigences applicables aux instruments de mesure*
IEC 61786-1:2013/AMD1:2024

IEC 61786-2:2014, *Mesure de champs magnétiques continus et de champs magnétiques et électriques alternatifs dans la plage de fréquences de 1 Hz à 100 kHz dans leur rapport à l'exposition humaine – Partie 2: Norme de base pour les mesures*

IEC/IEEE 62209-1528:2020, *Procédure de mesure pour l'évaluation du débit d'absorption spécifique de l'exposition humaine aux champs radiofréquences produits par les dispositifs de communications sans fil tenus à la main ou portés près du corps – Partie 1528: Modèles humains, instrumentation et procédures (Plage de fréquences comprise entre 4 MHz et 10 GHz)*

² Le champ électrique interne est associé aux évaluations de l'exposition aux effets de la stimulation nerveuse; de plus amples informations sont disponibles, par exemple, dans [5].

IEC/IEEE 62704-1:2017, *Determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human body from wireless communications devices, 30 MHz to 6 GHz – Part 1: General requirements for using the finite difference time-domain (FDTD) method for SAR calculations* (disponible en anglais seulement)

IEC/IEEE 62704-4:2020, *Détermination du débit d'absorption spécifique (DAS) maximal moyenné dans le corps humain, produit par les dispositifs de communications sans fil, 30 MHz à 6 GHz – Partie 4: Exigences générales d'utilisation de la méthode des éléments finis pour les calculs du DAS*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions suivants s'appliquent.

L'ISO, l'IEC et l'IEEE tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <https://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <https://www.iso.org/obp>
- IEEE Dictionary Online: disponible à l'adresse <http://dictionary.ieee.org>

3.1

exposition

<d'un corps> situation qui se produit lorsqu'une personne est soumise à des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques

3.2

restriction de base

BR

niveau de champ maximal admissible induit dans le corps d'une personne exposée à des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques au-dessous duquel il est admis par hypothèse qu'il n'y a pas d'effets nocifs établis pour la santé

Note 1 à l'article: Des exemples de restrictions de base peuvent être obtenus dans les lignes directrices de l'International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) [3], [4], [5] et à l'Annexe II de la Recommandation 1999/519/CE du Conseil de l'Union Européenne (UE) [6].

Note 2 à l'article: Les documents publiés par le TC 95 de l'ICES de l'IEEE, par exemple [7] et [8], font référence aux restrictions de base en tant que limites de référence dosimétriques (DRL, *Dosimetric Reference Limits*).

Note 3 à l'article: La directive 2013/35/UE de l'Union Européenne (UE) [9] fait référence aux restrictions de base en tant que "valeurs limites d'exposition (VLE)", à savoir "des valeurs établies sur la base de considérations biophysiques et biologiques, notamment sur la base des effets directs aigus et à court terme scientifiquement bien établis, c'est-à-dire des effets thermiques et la stimulation électrique des tissus".

Note 4 à l'article: L'abréviation "BR" est dérivée du terme anglais développé correspondant "basic restriction".

3.3

niveau de référence

niveau maximal admissible des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques incidents au-dessous duquel il est admis par hypothèse que les restrictions de base ne sont pas dépassées

Note 1 à l'article: Des exemples de niveaux de référence peuvent être obtenus dans les lignes directrices de l'ICNIRP [3], [4], [5] et à l'Annexe II de la Recommandation 1999/519/CE du Conseil de l'Union Européenne (UE) [6].

Note 2 à l'article: Les documents publiés par le TC 95 de l'ICES de l'IEEE, par exemple [7] et [8], font référence aux niveaux de référence en tant que niveaux de référence d'exposition (ERL, *Exposure Reference Levels*).

Note 3 à l'article: La directive 2013/35/UE de l'Union Européenne (UE) [9] fait référence aux niveaux de référence en tant que "valeurs déclenchant l'action", à savoir "les niveaux opérationnels fixés afin de simplifier le processus permettant de démontrer que les VLE applicables sont respectées ou, lorsqu'il y a lieu, afin de prendre les mesures de protection ou de prévention appropriées telles qu'elles sont établies dans la présente directive".

3.4

effet direct

effet biologique qui résulte de l'exposition du corps à des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques sans interaction avec un objet conducteur

3.5

effet indirect

effet dû à la présence d'un objet ou d'une substance dans un champ électromagnétique, qui peut présenter un danger pour la sécurité ou la santé

3.6

champ incident

champ qui correspond au champ qui aurait été présent en l'absence d'une personne exposée ou d'un fantôme

Note 1 à l'article: Dans certains documents, le champ incident est appelé champ non perturbé ou champ environnemental.

3.7

facteur de couplage

facteur qui permet de convertir de façon prudente un niveau de champ incident en un niveau de champ induit

Note 1 à l'article: En général, les facteurs de couplage sont déterminés en évaluant la corrélation entre les champs incident et induit pour un grand nombre de configurations d'exposition.

3.8

facteur de couverture

facteur appliqué dans une relation physique pour compenser de façon prudente les effets qui ne sont pas pris en compte dans la formulation de la relation elle-même et qui entraînerait une formulation trop complexe s'ils étaient évalués avec exactitude

3.9

champ électrique

champ vectoriel E qui engendre sur toute particule chargée au repos une force F égale au produit du champ E par la charge électrique Q de la particule:

$$F = QE$$

[SOURCE: IEC 60050-121:1998 [10], 121-11-18]

3.10

champ électrique interne

E_{ind}

<dans un corps> champ électrique interne induit à l'intérieur du corps à la suite d'une exposition à des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques

3.11

champ électrique interne de crête

pE_{ind}

champ électrique interne instantané de crête induit à l'intérieur du corps à la suite d'une exposition à des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques qui correspond au champ E local maximal, moyenné sur le cube maximal (longueur du cube de 2 mm) ou au champ E maximal moyenné sur la ligne (5 mm)

3.12

champ électrique interne instantané de crête

$pE_{\text{ind,inst}}$

champ électrique interne maximal dans le domaine temporel pour les signaux modulés, calculé par la multiplication de pE_{ind} par la racine carrée du rapport crête-moyenne

3.13

champ magnétique

grandeur vectorielle obtenue en un point donné en soustrayant l'aimantation M du quotient de l'induction magnétique B par la constante magnétique μ_0

[SOURCE: IEC 60050-121:1998 [10], 121-11-56, modifié – Le symbole, la formule et les Notes à l'article ont été supprimés.]

3.14

induction magnétique

champ vectoriel B qui engendre sur toute particule chargée de vitesse v une force F égale au produit du produit vectoriel $v \times B$ par la charge électrique Q de la particule:

$$F = Q v \times B$$

Note 1 à l'article: La divergence de B est nulle en tout point:

$$\text{div } B = 0$$

Note 2 à l'article: L'induction magnétique B est parfois appelée "champ magnétique", ce qui peut entraîner une confusion avec le champ magnétique H .

[SOURCE: IEC 60050-121:1998 [10], 121-11-19]

3.15

courant de contact

<pour le corps humain> courant qui circule entre le corps et un objet à un potentiel électrique différent (c'est-à-dire lorsque le corps ou l'objet est chargé par champ électromagnétique)

Note 1 à l'article: Il s'agit du flux de courant localisé dans le corps, généralement la main, pour un léger contact par frôlement.

[SOURCE: ICNIRP 1998 [4]]

3.16

densité de courant

quantité de courant par unité de section

Note 1 à l'article: La densité de courant est liée au champ électrique interne par la loi d'Ohm:

$$J = \sigma E$$

où σ est la conductivité électrique du milieu.

[SOURCE: ICNIRP 1998 [4]]

3.17**débit d'absorption spécifique****DAS**

mesure du débit d'absorption de l'énergie par le corps humain lorsqu'il est exposé à un champ électromagnétique RF

Note 1 à l'article: Le DAS dans le milieu équivalent au tissu peut être déterminé par la vitesse d'élévation de la température ou par les mesurages de champ E, selon les formules suivantes:

$$SAR = c_h \left. \frac{\partial T}{\partial t} \right|_{t=0}$$

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho}$$

où

SAR est le débit d'absorption spécifique (en watts par kilogramme);

E est la valeur efficace de l'amplitude du champ électrique dans le milieu tissulaire, en volts par mètre (V/m);

σ est la conductivité électrique du milieu tissulaire, en siemens par mètre (S/m);

ρ est la masse volumique du milieu tissulaire, en kilogrammes par mètre cube (kg/m³);

c_h est la capacité thermique spécifique du milieu tissulaire, en joules par kilogramme-kelvin, J/(kg K);

$\left. \frac{\partial T}{\partial t} \right|_{t=0}$ est la dérivée initiale dans le temps de la température dans le milieu tissulaire, en kelvin par seconde (K/s).

[SOURCE: IEC/IEEE 62209-1528:2020, 3.51]

3.18**DAS maximal moyenné dans l'espace****psSAR**

DAS maximal moyenné dans une région locale à partir d'un volume ou d'une masse d'intégration spécifique

Note 1 à l'article: Les masses d'intégration types sont de 1 g ou 10 g de tissu.

Note 2 à l'article: La forme du volume d'intégration est cubique, comme cela est spécifié dans [3] et [8].

Note 3 à l'article: L'abréviation "psSAR" est dérivée du terme anglais correspondant "peak spatial-average SAR".

3.19**norme**

<d'un vecteur> pour tout vecteur U , scalaire positif ou nul, noté généralement $|U|$, égal à la racine carrée non négative du produit scalaire, ou du produit hermitien dans le cas d'un vecteur complexe, du vecteur par lui-même

[SOURCE: IEC 60050-102:2008 [11], 102-03-23, modifié – Les Notes à l'article ont été supprimées.]

3.20**gradient**

vecteur ∇f associé en chaque point d'un domaine déterminé de l'espace à un scalaire f , dont la direction est normale à la surface sur laquelle le champ scalaire a une valeur constante, dans le sens des valeurs croissantes de f , et dont la norme est égale à la valeur absolue de la dérivée de f par rapport à la distance dans cette direction normale

Note 1 à l'article: Le scalaire f peut désigner une composante d'un champ vectoriel.

[SOURCE: IEC 60050-102:2008 [11], 102-05-19, modifié – La Note 1 à l'article a été remplacée; les Notes 2 et 3 à l'article ont été supprimées.]

3.21

fantôme

modèle physique similaire en apparence à l'anatomie humaine et composé d'un milieu équivalent au tissu ayant les propriétés électriques spécifiées dans le présent document

[SOURCE: IEC/IEEE 62209-1528:2020, 3.39]

3.22

permittivité relative complexe

<en régime sinusoïdal dans un milieu> quantité complexe $\underline{\varepsilon}_r$ qui relie linéairement la densité de flux électrique et le champ électrique

$$\underline{D} = \varepsilon_0 \underline{\varepsilon}_r \underline{E}$$

où

$\underline{D}$ est le phaseur de densité de flux électrique;

$\underline{E}$ est le phaseur de champ électrique;

ε_0 est la permittivité diélectrique de l'espace libre

Note 1 à l'article: La permittivité relative complexe, généralement fonction de la fréquence, est une grandeur scalaire dans un milieu isotrope, une grandeur tensorielle dans un milieu anisotrope.

Note 2 à l'article: On écrit en général $\underline{\varepsilon}_r = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r''$, où ε_r' est la permittivité relative réelle et ε_r'' est l'indice de pertes diélectriques. Dans le contexte du présent document, la permittivité relative complexe représente la conductivité des charges libres dans le tissu exposé ou le milieu équivalent au tissu $\sigma = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r''$.

[SOURCE: IEC 60050-121:2019 [10], 121-12-14, modifié – définition reformulée pour replacer le terme dans le contexte.]

3.23

dispositif en essai

DUT

dispositif qui est soumis à l'essai conformément aux procédures spécifiées dans le présent document

Note 1 à l'article: L'abréviation "DUT" est dérivée du terme anglais développé correspondant "device under test".

3.24

post-traitement

calcul de grandeurs physiques fondé sur la lecture des résultats d'un mesurage ou sur les résultats d'un logiciel de calcul

Note 1 à l'article: La conversion des courants ou tensions obtenus à partir d'une sonde étalonnée en champ électrique ou en champ magnétique, ou le moyennage des grandeurs de champ, comme la distribution locale du DAS pour l'évaluation du psSAR, sont des exemples de calcul.

3.25

transfert de puissance sans fil

WPT

transmission d'énergie électrique par des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques sans connexion filaire ou câblée entre la source d'énergie et la charge pour la recharge sans fil

Note 1 à l'article: L'abréviation "WPT" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Wireless Power Transfer".

4 Symboles et abréviations

4.1 Grandeurs physiques

Le Système International d'unités SI est utilisé dans le présent document.

Symbole	Grandeur	Unité	Dimensions
B	Induction magnétique	tesla	T
c_h	Capacité thermique massique	joule par kilogramme-kelvin	J/(kg K)
E	Champ électrique	volt par mètre	V/m
f	Fréquence	hertz	Hz
H	Champ magnétique	ampère par mètre	A/m
J	Densité de courant	ampère par mètre carré	A/m ²
P	Puissance (temporelle) moyenne absorbée	watt	W
T	Température	kelvin	K
ε	Permittivité	farad par mètre	F/m
λ	Longueur d'onde	mètre	m
σ	Conductivité électrique	siemens par mètre	S/m

NOTE Dans le présent document, la température est exprimée en degrés Celsius, et définie par:
 $T (^{\circ}\text{C}) = T (\text{K}) - 273,15 \text{ K}$.

4.2 Constantes

Symbole	Constante physique	Amplitude
η_0	Impédance intrinsèque de l'espace libre	$120\pi \Omega$ ou 377Ω
ε_0	Permittivité de l'espace libre	$8,854 \times 10^{-12} \text{ F/m}$
μ_0	Perméabilité de l'espace libre	$4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$
j	Unité imaginaire	1

4.3 Abréviations

BEM (Boundary Element Method)	méthode des éléments finis de frontière
champ B	induction magnétique
BR (Basic Restriction)	restriction de base
DRL (Dosimetric Reference Limit)	limite de référence dosimétrique
DUT (Device Under Test)	dispositif en essai
champ E	champ électrique
ERL (Exposure Reference Level)	niveau de référence d'exposition
VE	véhicule électrique
FDFD (Finite Difference Frequency Domain)	différence finie dans le domaine fréquentiel
FDTD (Finite Difference Time Domain)	différence finie dans le domaine temporel
FEM (Finite Element Method)	méthode des éléments finis
FIT (Finite Integration Technique)	technique d'intégration finie
GGSM (Generic Gradient Source Model)	modèle générique de source de gradient
champ H	champ magnétique
IM (Impedance Method)	méthode des impédances

MFS (Magnetic Field Source)	source de champ magnétique
MQS (Magneto-Quasi-Static)	magnétique quasi statique
MdM	méthode des moments
psSAR (peak spatial-average Specific Absorption Rate)	débit d'absorption spécifique maximal moyenné dans l'espace
pE_{ind}	champ électrique interne instantané de crête
RF (Radio Frequency)	fréquence radioélectrique
RL (Reference Level)	niveau de référence
RMS (Root Mean Square)	valeur efficace
ATP	aéronef télépiloté
RSS (Root Sum Square)	somme quadratique
DAS	débit d'absorption spécifique
SPFD (Scalar Potential Finite Difference)	différences finies du potentiel scalaire
WPT (Wireless Power Transfer)	transfert de puissance sans fil (système)

5 Procédures d'évaluation

5.1 Généralités

L'évaluation de la conformité doit être réalisée en fonction du débit d'absorption spécifique (DAS), des champs électriques internes ou de la densité de courant, et des courants de contact. La Figure 1 représente un organigramme de la procédure d'évaluation des effets directs (champ électrique interne, densité de courant ou DAS) et des courants de contact des champs électromagnétiques produits par les systèmes WPT. Les méthodes d'évaluation de ces grandeurs sont différentes.

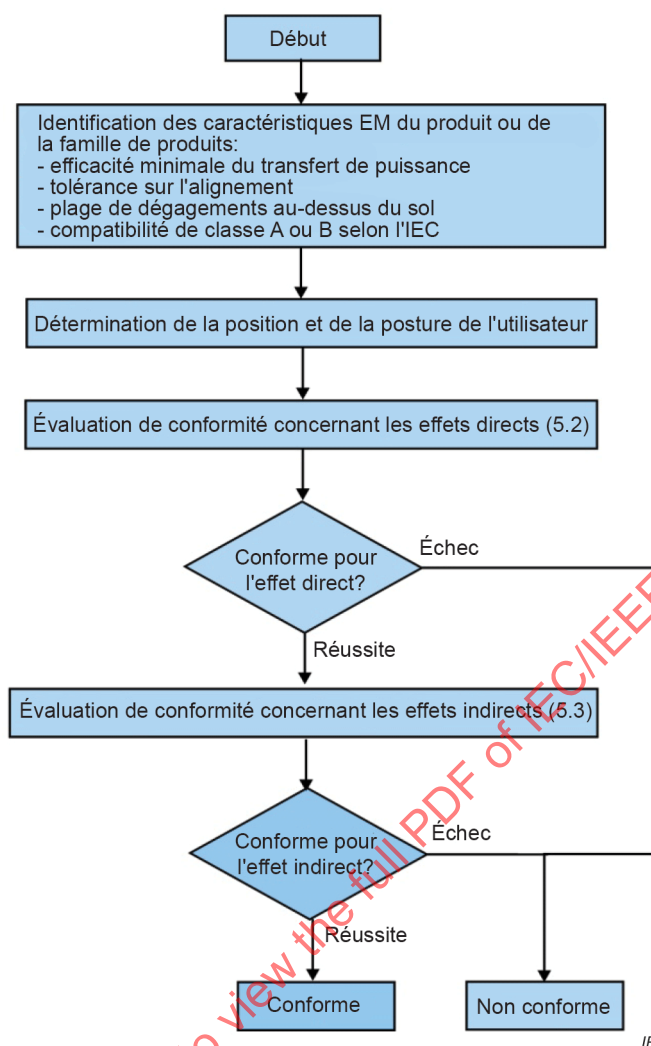


Figure 1 – Organigramme de la procédure d'évaluation

5.2 Évaluation de conformité en fonction des effets directs

5.2.1 Généralités

Le 5.2 fournit des méthodes d'évaluation de base qui prennent en compte les effets directs des champs électromagnétiques [3], [4], [5], [8]. Les évaluations sont réalisées en fonction des champs incidents ou des champs induits selon les méthodes de calcul de la moyenne comme cela est spécifié dans [3], [4], [5], [8]. Le présent document spécifie la mise en œuvre des techniques de calcul de la moyenne appropriées (Annexe G), ainsi que les références aux documents dans lesquels ils sont spécifiés. La liste suivante ainsi que la Figure 2 précisent les quatre niveaux pour évaluer l'exposition au WPT et démontrer la conformité aux restrictions de base ou aux niveaux de référence. N'importe lequel des quatre niveaux peut être choisi. Ceux-ci exigent un effort technique croissant et donnent des niveaux décroissants de prudence.

- g) Niveau 1: L'évaluation de l'exposition fondée sur le courant de bobine est simple, mais il s'agit de la plus prudente (5.2.2). La méthode de niveau 1 n'évalue pas l'exposition à partir du champ électrique incident.
- h) Niveau 2: L'évaluation des champs incidents et la comparaison aux niveaux de référence sont spécifiées au 5.2.3.
- i) Niveau 3: Les champs magnétiques incidents peuvent être utilisés pour évaluer de manière prudente les champs induits afin de les comparer aux niveaux de référence ou aux restrictions de base à l'aide de la méthode fondée sur les sources de gradient spécifiée au 5.2.4.

- j) Niveau 4: L'évaluation directe des champs induits dans le corps ou dans un fantôme de corps à l'aide de méthodes de mesure ou de calcul numérique est spécifiée au 5.2.5.

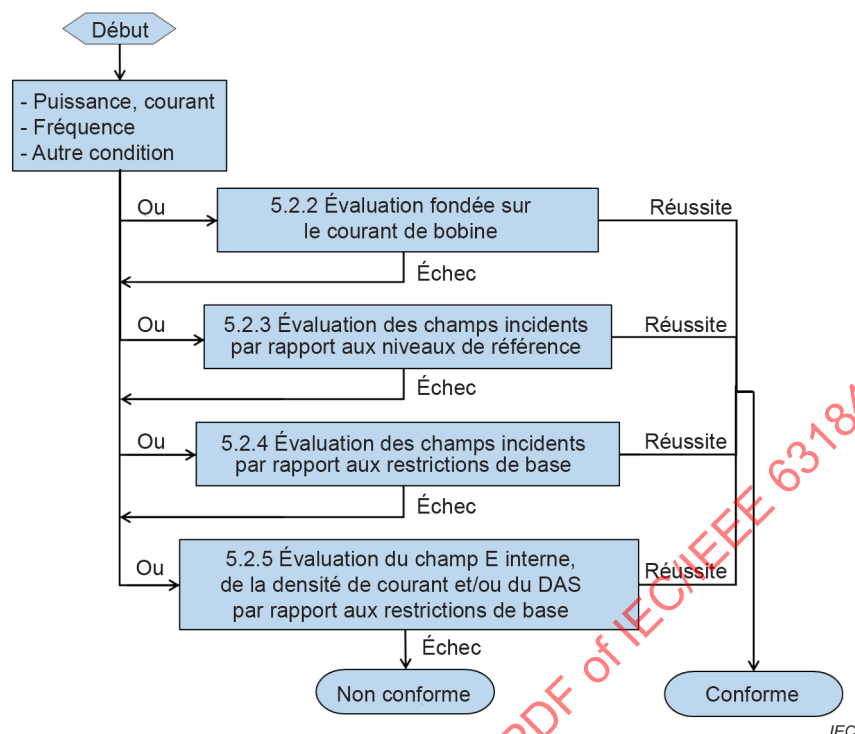


Figure 2 – Organigramme de la procédure d'évaluation en fonction des effets directs

5.2.2 Niveau 1: Évaluation fondée sur le courant de bobine

Selon l'Article A.1, le courant maximal de bobine admissible I_{mp} peut être estimé en évaluant l'induction magnétique d'une bobine circulaire à une distance fixe de 10 mm et en la comparant au niveau de référence B_{RL} . Pour une bobine circulaire de rayon r , I_{mp} peut être estimé à l'aide de la Formule (1):

$$I_{mp}(r) = \frac{2\pi d_0 B_{RL}}{\mu_0 n} e^{-\frac{r_0}{r}} \quad (1)$$

où

r est le rayon maximal de la bobine (ou la moitié des dimensions maximales des bobines non circulaires);

d_0 est la distance fixe de 10 mm à laquelle l'induction magnétique est comparée à B_{RL} ;

B_{RL} est le niveau de référence d'induction magnétique;

μ_0 est la perméabilité de l'espace libre, $4\pi \times 10^{-7}$ H/m;

n est le nombre de spires de la bobine;

r_0 est une constante de 21,5 mm.

NOTE La valeur de r_0 a été déterminée à partir d'une courbe adaptée à la solution numérique de l'équation de Biot-Savart.

Le courant de bobine mesuré doit être inférieur au courant I_{mp} calculé.

L'approximation de la Formule (1) est prudente pour les champs dans le plan de la bobine en dehors de sa circonférence si le diamètre des enroulements de la bobine est inférieur à d_0 . Elle ne peut pas être appliquée à l'intérieur de la circonférence de la bobine. Au-dessus et au-dessous du plan de la bobine, il peut être admis par hypothèse que les champs décroissent de façon monotone.

S'il ne peut pas être démontré que l'approximation de la Formule (1) est prudente pour le DUT ou que la distance d'évaluation est différente de d_0 , les résultats obtenus conformément au 5.2.2 ne sont pas valables, même si le courant de bobine est inférieur à I_{mp} .

Comme il peut être démontré que le champ B décroît de façon monotone en fonction de la distance de la bobine pour tout rayon de bobine r , les résultats de la Formule (1) peuvent être considérés comme prudents pour des distances de la bobine supérieures à d_0 dans l'incertitude de l'approximation appliquée (Article A.1).

L'Annexe A fournit des informations complémentaires concernant les évaluations de l'exposition à l'aide d'approximations.

5.2.3 Niveau 2: Évaluation des champs incidents par rapport aux niveaux de référence

Les champs électriques et magnétiques incidents sont évalués à différentes distances, y compris la distance la plus proche et dans toutes les directions où le DUT peut fonctionner à proximité de personnes. L'évaluation peut être effectuée à l'aide de méthodes de mesure ou numériques, ou à l'aide de calculs.

Selon les lignes directrices applicables relatives à l'exposition:

- au-dessus de 100 kHz, les champs incidents doivent être moyennés dans l'espace;
- au-dessous de 100 kHz, les champs incidents peuvent être moyennés dans l'espace sur le corps ou comme cela est spécifié à l'Annexe I;
- différentes périodes de référence pour le calcul de la moyenne peuvent être spécifiées pour une évaluation appropriée des champs incidents par rapport aux niveaux de référence.

NOTE 1 Des détails supplémentaires sur le cas où le moyennage dans l'espace est admis peuvent être spécifiés dans les lignes directrices relatives à l'exposition ou dans les réglementations nationales.

NOTE 2 Par exemple, l'Annexe I et l'Annexe J adoptent une méthode de moyennage pour les systèmes WPT pour VE relative aux personnes debout à côté du VE sur un sol non conducteur. La méthode est fondée sur la méthode à trois points introduite dans [12], qui montre que l'approche est prudente pour des distances de mesure supérieures à 20 cm et des fréquences inférieures ou égales à 100 kHz.

NOTE 3 Dans certaines lignes directrices relatives à l'exposition, les champs électriques et magnétiques sont évalués à la fois avec une période instantanée (pour éviter la stimulation nerveuse) et avec une période de référence de six minutes pour le calcul de la moyenne.

5.2.4 Niveau 3: Évaluation des champs magnétiques incidents à l'aide du facteur de couplage

5.2.4.1 Généralités

Les niveaux de référence des champs électromagnétiques sont déduits des conditions de couplage maximal entre les champs et le corps humain, c'est-à-dire des grandeurs maximales induites dans le corps humain exposé aux champs électromagnétiques uniformes.

Des facteurs de couplage pour l'exposition au champ magnétique peuvent être appliqués au champ incident afin d'atténuer la surestimation tout en assurant encore la prudence par rapport aux restrictions de base, d'après la Formule (2).

$$QoI = k \times F \quad (2)$$

où

QoI est la grandeur d'intérêt à comparer en fonction des restrictions de base;

k est un facteur de couplage générique qui doit être déterminé conformément au 5.2.4.2 pour des configurations de bobines et des distances d'évaluation spécifiques, ou conformément au 5.2.4.3 pour le modèle générique de source de gradient (GGSM);

F est le champ incident mesuré à l'endroit de l'évaluation.

Deux méthodes sont spécifiées comme options dans le présent document:

- le facteur de couplage k_L est estimé à partir de scénarios d'exposition localisée, comme cela est spécifié au 5.2.4.2;
- le facteur de couplage généralement applicable k_G est caractérisé par rapport au gradient du champ magnétique incident normalisé à l'endroit d'évaluation de l'exposition par application de la méthode GGSM [13] (5.2.4.3).

NOTE La méthode spécifiée au 5.2.4.2 utilise des facteurs de couplage pour les valeurs maximales de densité de courant induit, de champ électrique et de DAS. Les résultats de calcul des facteurs de couplage sont répertoriés dans l'IEC TR 62905 [14]. La méthode GGSM décrite au 5.2.4.3 spécifie les facteurs de couplage pour toutes les restrictions de base de [3], [4], [5] et [8].

Les méthodes du 5.2.4.2 ou du 5.2.4.3 ne peuvent être appliquées que dans les conditions suivantes.

- Les grandeurs induites telles que le champ électrique interne, la densité de courant ou le DAS dus aux champs électriques incidents sont négligeables par rapport à celles induites par les champs magnétiques incidents.
- Le DAS moyenné du corps entier est négligeable par rapport aux limites d'exposition locales, et la contribution du psSAR ou du champ électrique interne est dominante.
- Les conditions d'évaluation telles que la fréquence, la distribution du champ, la distance par rapport au corps humain, etc. sont identiques à celles utilisées pour obtenir le facteur de couplage. Dans le cas contraire, l'incertitude due à l'écart doit être déterminée selon les méthodes de [12] et [15] pour le 5.2.4.2, et de [13] pour le 5.2.4.3.
- Les conditions quasi statiques (7.2) s'appliquent au champ magnétique incident.

En plus des variables spécifiées pour la Formule (2), les descriptions des symboles utilisés dans les formules du 5.2.4.2 et du 5.2.4.3 sont regroupées dans le Tableau 1.

Tableau 1 – Liste des symboles utilisés dans les formules du 5.2.4.2 et du 5.2.4.3

Symbole	Description	Constante	Formule (n°)
B_0	est une induction magnétique de normalisation constante de 6,25 μT [5]	oui	(14)
B_1	est une induction magnétique de normalisation constante de 2,04 μT [16]	oui	(15)
$B_{\text{inc, meas}}$	est l'induction magnétique locale mesurée par une sonde de champ ou évaluée par calcul	non	(12), (13)
B_{max}	est l'induction magnétique maximale en l'absence d'une personne en un point situé à l'intérieur de la boîte englobante dans laquelle une personne peut se trouver	non	(3), (4), (5)
$B_{\text{max}}(G_n)$	est l'induction magnétique maximale mesurée à la surface du corps humain lorsque le gradient de champ est G_n	non	(6)

Symbole	Description	Constante	Formule (n°)
B_{RL}	est le niveau de référence applicable de l'induction magnétique B ou une valeur de normalisation fixe, par exemple B_0	oui	(3), (4), (5), (6), (12), (13)
c_3	constante = 1 m^{-1}	oui	(7), (8), (9), (10), (11)
E_{BR}	est la restriction de base du champ électrique interne	oui	(4), (12)
$E_{\max}$	est le champ électrique interne maximal induit dans le corps humain	non	(4)
F	est le champ incident mesuré à l'endroit de l'évaluation	non	(2)
f_0	est une fréquence de normalisation constante de 100 kHz	oui	(14), (15)
G_n	gradient du champ B local normalisé perpendiculaire à la surface de la peau du corps exposé	non	(6), (7), (8), (9), (10), (11)
$G_{n,\text{meas}}$	gradient du champ B local normalisé mesuré	non	(12), (13), (14), (15)
J_{BR}	est la restriction de base de la densité de courant	oui	(3), (13)
$J_{\max}$	est la densité de courant maximale induite dans le corps humain	non	(3)
k	est un facteur de couplage générique qui doit être déterminé conformément au 5.2.4.2 pour des configurations de bobines et des distances d'évaluation spécifiques, ou conformément au 5.2.4.3 pour le modèle générique de source de gradient (GGSM)	oui	(2)
$k(G_{n,\text{meas}})$	est la valeur du facteur de couplage calculée pour le gradient spécifique $G_{n,\text{meas}}$	oui	(12), (13)
$k_{B,10g}$	est le coefficient de couplage de l'induction magnétique à basse fréquence pour psSAR10g, 2×10^{-4}	oui	(14)
$k_{B,1g}$	est le coefficient de couplage de l'induction magnétique à basse fréquence pour psSAR1g, $4,6 \times 10^{-5}$	oui	(15)
$k_{G,E; \text{line}}$	facteur de couplage du champ E induit moyenné sur une ligne de 5 mm	oui	(8)
$k_{G,e; \text{cube}}$	facteur de couplage du champ E induit moyenné sur un cube de 8 mm^3	oui	(7)
$k_{G,e; \text{circle}}$	facteur de couplage de la densité de courant moyennée sur une surface de 1 cm^2	oui	(9)
$k_{G,\text{psSAR10g}}$	facteur de couplage du DAS maximal dans l'espace moyenné sur un cube de 10 g	oui	(10), (14)
$k_{G,\text{psSAR1g}}$	facteur de couplage du DAS maximal dans l'espace moyenné sur un cube de 1 g	oui	(11), (15)
QoI	est la grandeur d'intérêt à comparer aux restrictions de base	non	(2)
QoI_{BR}	est la restriction de base de la mesure induite QoI	oui	(6)
$QoI_{\max}(G_n)$	représente la valeur maximale de la grandeur d'intérêt induite (champ électrique, densité de courant ou DAS) dans le corps lorsque le gradient de champ est G_n	non	(6)
SAR_{BR}	est la restriction de base du psSAR	oui	(5), (14), (15)
$SAR_{\max}$	est le psSAR maximal induit dans le corps humain	non	(5)

5.2.4.2 Facteur de couplage k_L d'après l'analyse de scénarios d'exposition localisée

Le facteur de couplage pour la densité de courant $k_{L,J}$ est déterminé à l'aide de la Formule (3).

$$k_{L,J} = \frac{J_{\max}/B_{\max}}{J_{BR}/B_{RL}} \quad (3)$$

où les symboles sont spécifiés dans le Tableau 1 du 5.2.4.1.

NOTE 1 Le facteur de couplage a été introduit à l'origine pour les évaluations de l'exposition aux basses fréquences dans l'IEC TR 62905:2018 [14], l'IEC 62226-2-1 [17] et l'IEC 62311:2007 [18], puis modifié dans l'IEC 62233 [19].

À l'aide de ce facteur de couplage, le champ magnétique mesuré, multiplié par le facteur de couplage, est directement comparé au niveau de référence.

Le concept d'évaluation de l'exposition à l'aide du facteur de couplage est étendu au champ électrique interne et au DAS à l'aide de la Formule (4) et de la Formule (5) ([12], [15]).

$$k_{L,E} = \frac{E_{\max}/B_{\max}}{E_{BR}/B_{RL}} \quad (4)$$

$$k_{L,SAR} = \frac{\sqrt{SAR_{\max}/B_{\max}}}{\sqrt{SAR_{BR}/B_{RL}}} \quad (5)$$

où les symboles sont spécifiés dans le Tableau 1 du 5.2.4.1.

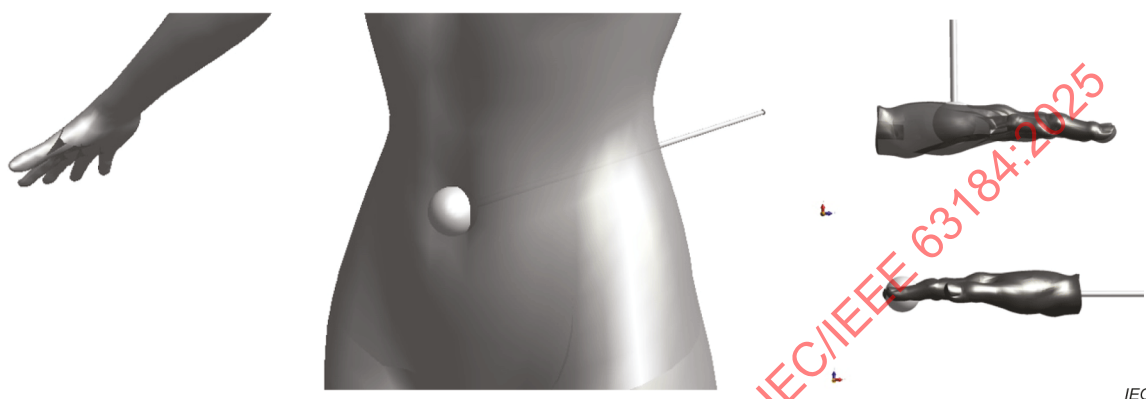
E_{BR} et B_{RL} dépendent de la fréquence. Le facteur de couplage k_L est multiplié par les champs magnétiques mesurés pour tenir compte des effets de non-uniformité du champ. Les facteurs de couplage prudents k_L sont généralement déterminés par simulation avec le rapport entre les grandeurs induites et le champ magnétique incident ([12], [15]), par exemple pour une fréquence spécifique, une distribution spécifique du champ, une distance spécifique par rapport au corps humain et pour différentes anatomies. À partir de cette évaluation, des valeurs prudentes des facteurs de couplage peuvent être obtenues, dont l'incertitude doit être estimée et documentée conformément à la méthodologie appliquée dans [12], [15]. Des méthodes appropriées pour la modélisation de la bobine et de la personne exposée sont spécifiées à l'Article 7.

NOTE 2 Voir également l'Annexe F et l'Annexe G. L'Annexe H spécifie des procédures de validation des résultats de calcul numérique.

L'exposition en ce qui concerne le champ électrique interne, la densité de courant ou le psSAR est ensuite évaluée en comparant la valeur multipliée au niveau de référence des champs magnétiques uniquement.

5.2.4.3 Facteur de couplage k_G d'après la méthode GGSM

Un facteur de couplage généralement applicable $k_G(G_n)$ est introduit en utilisant la méthode GGSM de [13] pour atténuer la surestimation par l'évaluation du champ magnétique incident dans les importants gradients de champ qui sont courants à proximité des systèmes WPT. La méthode est prudente pour les sources réelles, car les facteurs de couplage sont déduits d'un modèle de gradient en 2D, alors que les sources réelles ont des gradients en 3D. Cependant, elle exige d'évaluer l'amplitude du champ local et le gradient local dans la direction normale par rapport au corps exposé, comme cela est indiqué à la Figure 3.



NOTE Dans chaque vue, la sphère avec l'arbre fixé symbolise des exemples d'emplacements d'une sonde de champ pour mesurer l'amplitude du champ, afin d'évaluer le gradient à l'emplacement de référence (surface du corps).

Figure 3 – Le gradient G_n est déterminé à la surface et est normal à la surface, c'est-à-dire dans la direction de l'axe indiqué

La méthode applique les grandeurs suivantes du champ magnétique incident à l'emplacement du corps exposé:

- fréquence;
- induction magnétique (B_{xyz}) à la surface de la peau du corps exposé;
- gradient du champ B local normalisé G_n (T/m/T) perpendiculaire à la surface de la peau du corps exposé.

NOTE 1 Comme les facteurs de couplage ne dépendent que des propriétés spatiales du champ magnétique incident et non de son amplitude, ils sont donnés pour le gradient de champ normalisé à l'amplitude du champ local et exprimés en unités de T/m/T.

Les facteurs de couplage GGSM ont été déterminés pour une plage de gradients en 2D importante (c'est-à-dire uniformes dans une direction) à partir d'une source de champ magnétique générique composée de deux courants de lignes parallèles avec des amplitudes égales, mais une différence de phase de 180° et des distances de séparation différentes, comme cela est spécifié dans [13]. Cette source présente une induction magnétique B et un gradient de champ B normalisé G_n qui dépend d'une position par rapport à la source GGSM et de l'amplitude du courant de source. Les champs induits dans le corps exposé sont normalisés par rapport à l'amplitude maximale et au gradient normalisé du champ B à la surface de la peau. À partir d'une étude par simulation à grande échelle qui inclut des modèles de corps humains d'âges, de tailles et de poids différents [13], les conditions d'exposition les plus défavorables (c'est-à-dire les grandeurs de champ induit les plus élevées) ont été déterminées pour chaque gradient de champ B normalisé et chaque fréquence analysée. Les facteurs de couplage $k_G(G_n)$ sont déterminés à l'aide de la Formule (6):

$$k_{G,QoI} = \frac{QoI_{\max}(G_n)/B_{\max}(G_n)}{QoI_{BR}/B_{RL}} \quad (6)$$

où les symboles sont spécifiés dans le Tableau 1 du 5.2.4.1.

NOTE 2 Les facteurs de couplage ont été déterminés pour les modèles hétérogènes de la population virtuelle (ViP, *Virtual Population*) ([20], [21]) et peuvent être considérés comme prudents, c'est-à-dire qu'ils incluent déjà les facteurs d'amélioration dus aux limites tissulaires.

Les facteurs de couplage de chaque mesure induite spécifique indiquée à l'Annexe G conformément aux lignes directrices, à savoir [3], [4], et [5], sont exprimés par des approximations physiques sous forme de fonctions du gradient de l'induction magnétique, à savoir la Formule (7), la Formule (8), la Formule (9), la Formule (10) et la Formule (11):

$$k_{G,E; \text{cube}}(G_n) = \frac{1}{\left[1 + 6,5 \times 10^{-6} \times (G_n/c_3)^{5,8}\right]^{(1/5,8)}} \quad (7)$$

$$k_{G,E; \text{line}}(G_n) = \frac{1}{\left[1 + 4 \times 10^{-11} \times (G_n/c_3)^{6,6}\right]^{(1/6,6)}} \quad (8)$$

$$k_{G,J; \text{circle}}(G_n) = \frac{1}{\left[1 + 4 \times 10^{-3} \times (G_n/c_3)^{2,9}\right]^{(1/2,9)}} \quad (9)$$

$$k_{G,\text{psSAR } 10 \text{ g}}(G_n) = \left(\frac{1}{\left[1 + 2 \times 10^{-1} \times (G_n/c_3)^{1,2}\right]^{(1/1,2)}} \right)^2 \quad (10)$$

$$k_{G,psSAR1g}(G_n) = \left(\frac{1}{\left[1 + 2,5 \times 10^{-1} \times (G_n/c_3)^{1,1} \right]^{(1/1,1)}} \right)^2 \quad (11)$$

où les symboles sont spécifiés dans le Tableau 1 du 5.2.4.1.

La tendance des formules d'approximation en fonction du gradient est représentée à la Figure 4. La méthode a été vérifiée analytiquement (voir l'annexe de [13]). Pour toute autre mesure induite spécifique ou restriction de base, la procédure spécifiée dans [13] doit être répétée.

Pour évaluer l'exposition par rapport aux restrictions de base, l'induction magnétique (B_{meas}) et le gradient de champ normalisé ($G_{n,meas}$) du DUT sont évalués à tout endroit accessible le plus proche de la source à l'aide d'un équipement qui fournit les deux valeurs, ou qui mesure le champ à l'aide d'un mesureur de champ vectoriel magnétique à des endroits distincts et en déduit les vecteurs de gradient des composantes de champ vectoriel du champ magnétique. Le gradient de champ magnétique mesuré est ici déterminé à l'emplacement de référence selon la Figure 3.

Le champ électrique interne, la densité de courant et le DAS peuvent alors être prédits par la Formule (12), la Formule (13), la Formule (14) et la Formule (15) [13]:

$$E = k_{G,E}(G_{n,meas}) \times E_{BR} \times \frac{B_{inc,meas}}{B_{RL}} \quad (12)$$

$$J = k_{G,J}(G_{n,meas}) \times J_{BR} \times \frac{B_{inc,meas}}{B_{RL}} \quad (13)$$

$$psSAR_{10g} = k_{G,psSAR10g}(G_{n,meas}) \times SAR_{BR} \times \left(\frac{B_{inc,meas}}{B_0} \right)^2 \times \left(\frac{f}{f_0} \right)^2 \times k_{B,10g} \quad (14)$$

$$psSAR_{1g} = k_{G,psSAR1g}(G_{n,meas}) \times SAR_{BR} \times \left(\frac{B_{inc,meas}}{B_1} \right)^2 \times \left(\frac{f}{f_0} \right)^2 \times k_{B,1g} \quad (15)$$

où les symboles sont spécifiés dans le Tableau 1 du 5.2.4.1.

Les formules données au 5.2.4.3, ainsi que la Figure 4, quantifient la réduction des grandeurs de champ induit en présence d'un champ de gradient magnétique avec un facteur de couplage k inférieur à 1.

NOTE 3 Le cas de deux sources de champ magnétique qui fonctionnent à une fréquence identique et dont les champs magnétiques au point de mesure sont égaux constitue un exemple. L'une de ces sources présente une distribution uniforme du champ magnétique ($G_n = 0$), et le gradient de champ magnétique de l'autre est différent de zéro (le champ magnétique diminue en direction du corps humain). Dans les deux cas, E_{BR} , B_{RL} et $B_{inc,meas}$ sont identiques, mais $k_{G,E} = 1$ pour le champ uniforme et $k_{G,E} < 1$ pour le champ avec gradient. Le champ électrique induit E dans le cas du gradient non nul est alors plus faible que dans le cas du gradient nul.

NOTE 4 Pour des gradients de champ importants, les résultats des Formules (7) à (11) approchent zéro. Cela peut s'expliquer par le fait que les champs à l'intérieur du volume du corps exposé approchent zéro à mesure que le gradient approche l'infini.

La méthode peut être appliquée selon les étapes suivantes:

- déterminer le champ B incident à tous les emplacements où un corps peut être exposé au champ de la source et déterminer le gradient le plus faible qui est normal à la surface du corps (voir Figure 3);
- calculer les champs maximaux induits selon la Formule (12), la Formule (13), la Formule (14) et la Formule (15) pour tous les emplacements.

Si le champ maximal induit est inférieur à la restriction de base applicable, la source est conforme.

Pour l'application de cette méthode, les conditions énumérées au 5.2.4.1 doivent s'appliquer. Une condition supplémentaire est que le champ magnétique incident est dominé par une seule source. Pour des conditions différentes de celles-ci, il convient de déterminer l'incertitude selon la méthode de [13].

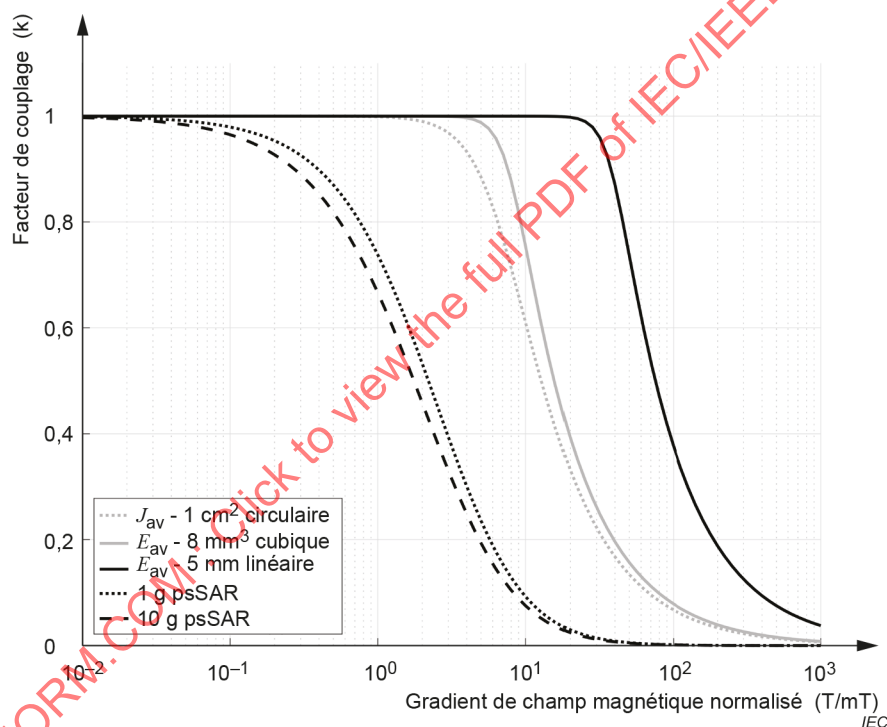


Figure 4 – Facteurs de couplage k de la Formule (7) à la Formule (11) en fonction du gradient de champ magnétique normalisé [13]

5.2.5 Niveau 4: Évaluation du champ E interne, de la densité de courant ou du DAS par rapport aux restrictions de base

Le DAS peut être mesuré à l'aide d'une petite sonde dans un fantôme rempli de liquide et exposé aux champs électromagnétiques du DUT. Les valeurs mesurées peuvent être directement comparées aux restrictions de base. Les procédures d'évaluation et de validation sont spécifiées dans l'IEC/IEEE 62209-1528. La méthode d'évaluation est spécifiée plus précisément au 6.2.

NOTE La plage de fréquences de l'IEC/IEEE 62209-1528:2020 est comprise entre 4 MHz et 10 GHz.

Le champ électrique interne, la densité de courant ou le DAS peuvent être évalués analytiquement ou par simulation à l'aide de modèles anatomiques du corps humain ou de modèles de fantômes de laboratoire à des fins de comparaison aux restrictions de base. Le modèle de simulation et la méthodologie doivent être validés dans le cadre du processus d'évaluation. La procédure de validation et les résultats doivent être documentés. La méthode d'évaluation fondée sur la simulation est spécifiée plus précisément à l'Article 7.

5.3 Évaluation de l'exposition aux courants de contact

Les courants de contact sont les seuls effets indirects pris en compte dans le présent document. Ils circulent dans un corps biologique par l'intermédiaire d'un contact physique avec l'électrode ou une autre source de courant.

Les courants de contact peuvent être évalués soit par une mesure directe soit par une mesure des champs électromagnétiques incidents.

Les considérations suivantes doivent être appliquées pour évaluer l'exposition aux champs électromagnétiques incidents.

- Les objets exposés aux champs H sont mis à la terre (Figure 5)
- Les courants de contact en fonction du champ magnétique incident sont calculés à l'aide de la Formule (16), qui est obtenue à partir de la loi de Faraday.

$$I_c = H_{inc} \frac{2\pi f \mu_0 S}{Z} \quad (16)$$

où

I_c est le courant de contact (en valeur efficace);

H_{inc} est la valeur efficace du champ H incident;

f est la fréquence du champ H incident;

μ_0 est la perméabilité de l'espace libre;

Z est l'impédance du corps humain (voir 6.3);

S est la surface de la boucle, par exemple 1,5 m × 0,5 m.

Les courants de contact peuvent être calculés à l'aide de la Formule (16) ou mesurés directement comme cela est spécifié au 6.3. Les courants de contact peuvent être mesurés directement à l'aide d'un mesureur de courant de contact avec un objet métallique non mis à la terre ou mis à la terre placé à proximité du DUT. La Figure 5 représente des situations d'exposition pour des objets métalliques non mis à la terre et mis à la terre.

La Figure 6 représente un organigramme de la procédure d'évaluation. Les détails relatifs aux conditions de mesure, à la configuration de mesure, etc., sont récapitulés dans l'IEC TR 63167 [22]. La méthode d'évaluation est spécifiée plus précisément au 6.3.

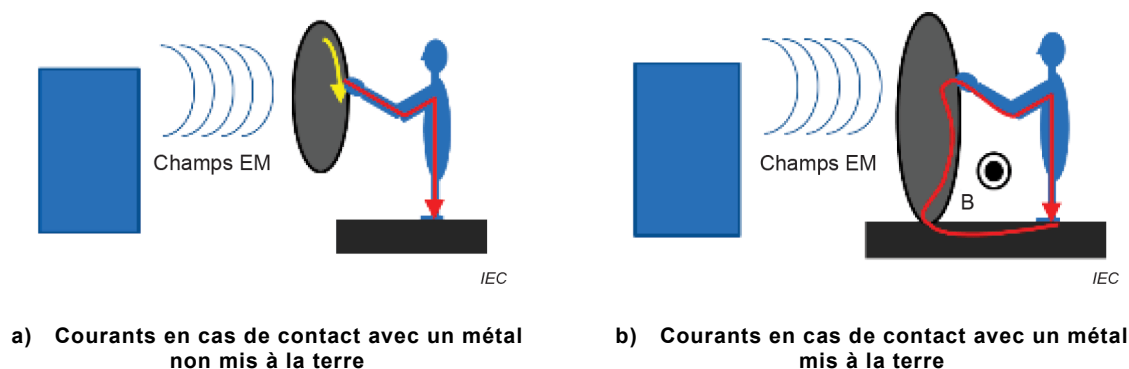


Figure 5 – Deux situations d'exposition pour des objets métalliques non mis à la terre et mis à la terre

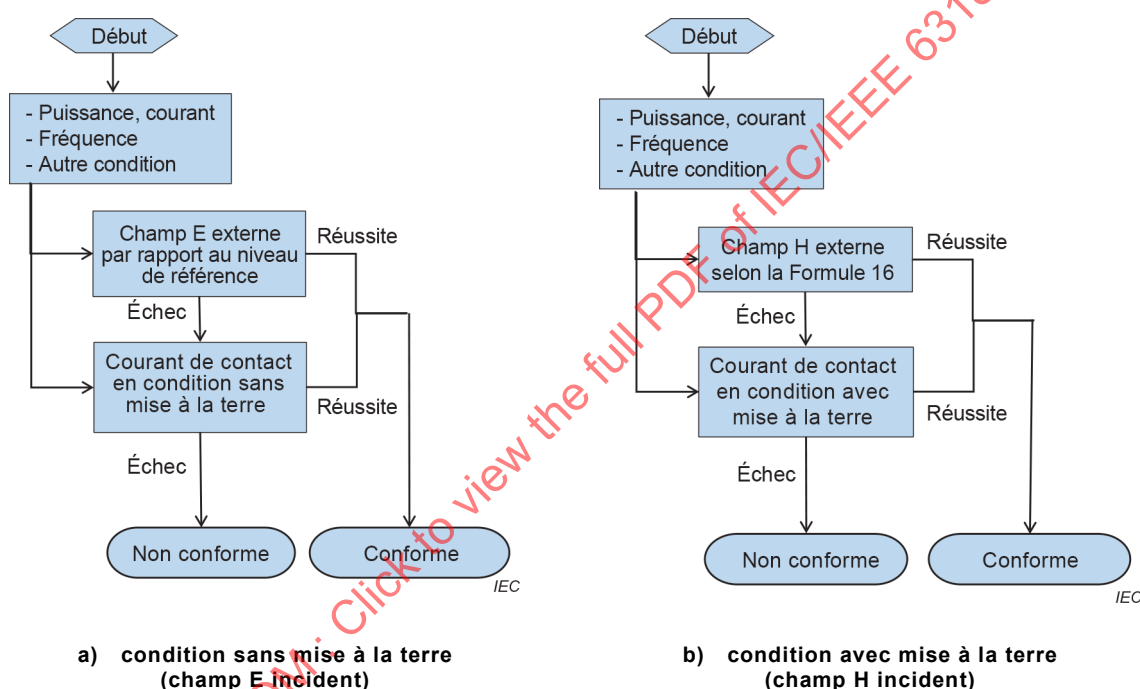


Figure 6 – Organigramme des procédures d'évaluation des courants de contact

6 Méthodes de mesure

6.1 Champs incidents

6.1.1 Généralités

L'IEC 61786-1:2013 et l'IEC 61786-1:2013/AMD1:2024 et l'IEC 61786-2:2014 spécifient les bases en matière de champ électromagnétique, les méthodes de mesure et les exigences relatives aux équipements de mesure à des fréquences inférieures à 100 kHz. En outre, l'IEC 62233 [19] et l'IEC 62311 [18], [23] spécifient les mesurages de champs électromagnétiques à des fins d'évaluation de l'exposition. Le présent document spécifie les exigences relatives aux appareils de mesure des champs électromagnétiques de 3 kHz à 30 MHz.

- a) Les équipements de mesure des champs électriques, des champs magnétiques et du gradient de champ magnétique sont spécifiés respectivement au 6.1.2.1, au 6.1.2.2 et au 6.1.2.3. Les méthodes d'étalonnage sont spécifiées à l'Annexe B.

- b) La méthode de validation est spécifiée à l'Annexe C.
- c) Les vecteurs de champ électrique et magnétique incidents sont mesurés à une distance spécifique, y compris la distance la plus proche à laquelle le DUT peut fonctionner à proximité de personnes. Ces Normes internationales spécifient les positions de mesure en fonction des dimensions et de l'utilisation normale de l'équipement. L'IEC 62311 [18], [23] spécifie cela comme la "position habituelle de l'utilisateur". L'IEC 62233 [19] spécifie plus précisément la position de mesure pour les appareils domestiques et les appareillages analogues, y compris les chargeurs de batterie inductifs.
- d) La valeur mesurée peut être fondée sur une moyenne dans le temps ou sur la valeur instantanée maximale du champ électromagnétique cible, en fonction des caractéristiques de la source et de la mesure de l'exposition évaluée.
- e) Les champs incidents sont mesurés dans l'espace libre sans la présence d'un corps ou d'un fantôme exposé. Il convient de choisir la distance de mesure la plus proche dans la plage accessible à l'utilisateur.
- f) Lorsque la sonde de mesure s'approche de la source et des objets métalliques ou fortement isolés, un couplage électromagnétique peut se produire et l'impédance du capteur de la sonde varie. En raison des dimensions finies de la sonde, toutes les mesures de champ sont soumises à un certain degré de moyennage dans l'espace. Pour une boucle, l'emplacement de mesure peut être spécifié comme étant le centre géométrique de la boucle, mais le résultat est une fonction du champ H moyen qui traverse la surface de la boucle. Il convient que le capteur de la sonde soit suffisamment petit pour améliorer l'exactitude de la mesure de la valeur spatiale crête d'une composante de champ donnée. Les sondes de plus grandes dimensions sont sujettes à de plus grandes incertitudes dans les champs à gradient important. L'incertitude de gradient et d'isotropie doit être correctement évaluée à l'aide de l'instrumentation par des simulations et par la rotation de la sonde dans le champ de gradient (9.2.7).

NOTE 1 Par exemple, si un capteur isotrope avec une surface de boucle de 1 cm^2 est soumis à une rotation dans un champ magnétique avec un gradient normalisé de 50 T/m/T , qui est constant sur la surface de la boucle, l'erreur résultante est inférieure à 1,3 % (distribution rectangulaire). Pour un capteur dont la surface de boucle est de 3 cm^2 , elle est inférieure à 5 %.

NOTE 2 Des recommandations supplémentaires en ce qui concerne les configurations de mesure de champ, les considérations relatives aux dimensions des sondes, etc. sont disponibles, par exemple, dans [24].

- g) En cas de champs incidents non uniformes, les valeurs de champ mesurées peuvent être moyennées dans l'espace sur les régions exposées du corps, à condition que les restrictions de base concernant le psSAR et les champs électriques induits ne soient pas dépassées. Si le moyennage est appliqué dans le cas où une ou plusieurs des valeurs mesurées sont supérieures aux niveaux de référence, la preuve doit être apportée que l'évaluation fondée sur les valeurs moyennées ne conduit pas à un dépassement des restrictions de base sous-jacentes.

NOTE 3 Les réglementations nationales peuvent différer des conditions précédentes et imposer des exigences différentes, par exemple en ce qui concerne la plage de fréquences, la distance minimale ou l'acceptabilité du moyennage dans l'espace, comme cela est spécifié à l'étape g). Les champs électriques et magnétiques incidents sont mesurés ou calculés conformément aux réglementations applicables.

Les procédures d'évaluation pour les systèmes WTP, les VE utilitaires lourds et les aéronefs téléguidés sont spécifiées respectivement à l'Article I.1, à l'Article I.2 et à l'Article I.3. Des exemples de résultats d'évaluation sont donnés à l'Annexe J.

Si le champ incident est constitué de composantes de fréquences multiples (c'est-à-dire au-dessus du plancher de bruit du dispositif de mesure), ces contributions doivent être prises en compte dans l'évaluation de l'exposition. Les régimes de sommation de l'Annexe A de l'IEC 62311:2019 [23] peuvent être appliqués pour tenir compte des contributions spectrales.

6.1.2 Équipement

6.1.2.1 Équipement de mesure du champ électrique

Le champ électrique peut être mesuré à l'aide d'une antenne ou d'une sonde étalonnée sensible exclusivement aux champs électriques (petits dipôles, par exemple) et connectée à l'équipement de mesure étalonné.

Deux types d'antennes ou de sondes sont utilisés pour mesurer le champ électrique: celles de type à capteur monoaxial et celles de type à capteur triaxial, dans lesquelles trois capteurs sont disposés perpendiculairement les uns aux autres. L'IEC 61786-2 recommande d'utiliser le type triaxial. Il est possible d'utiliser des instruments monoaxiaux dans certains cas, par exemple lorsque la direction du champ est déjà connue (IEC 61786-1) ou si la sonde est soumise à une rotation et si les trois composantes vectorielles du champ sont évaluées. Le champ électrique des lectures de la composante triaxiale donnée par la Formule (17) s'applique:

$$E_R = \sqrt{E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \quad (17)$$

où E_x , E_y et E_z sont les champs électriques effectifs pour les trois axes orthogonaux.

Les équipements de mesure de champ électrique triaxiaux présentent l'avantage de mesurer le champ net E_R quelle que soit l'orientation de la sonde.

En général, les équipements de mesure de champ électrique sont soit à large bande soit à bande étroite. Pour les deux systèmes de mesure, l'équipement se compose d'une antenne ou d'une sonde (y compris la source d'alimentation), d'une partie de mesure et d'une unité d'enregistrement et de traitement des données. Les caractéristiques du système et la méthode de choix sont décrites ci-après.

- a) Un système à large bande utilise des antennes doublets. Celui-ci est suffisamment petit pour améliorer l'uniformité de la sensibilité à chaque fréquence. Pour améliorer l'isotropie, trois antennes sont généralement placées de manière orthogonale l'une par rapport à l'autre et chaque signal ou le signal combiné est extrait. Ce type d'antenne est adapté aux champs électromagnétiques proches de distributions complexes. Un mesureur de champ électrique isotrope à large bande conçu pour procurer une protection contre les ondes radioélectriques est habituellement utilisé pour le mesurage, à condition que le champ électrique soit uniforme sur le volume de la sonde. L'uniformité du champ peut être établie en vérifiant que le résultat reste dans les limites de l'incertitude de mesure présumée lorsque la sonde est soumise à des rotations dans des orientations arbitraires. Si le champ électrique n'est pas suffisamment uniforme sur le volume de la sonde à l'emplacement de mesure, l'incertitude du champ mesuré au centre de la sonde causée par le gradient de champ électrique doit être évaluée. D'autres systèmes peuvent inclure des équipements d'observation des formes d'onde, tels que des détecteurs à diode et des oscilloscopes.
- b) Un système à bande étroite est réglé sur chaque fréquence cible. Le système de mesure présente généralement de larges fréquences de mesure, une sensibilité de réception élevée et des réponses courtes. Il est donc également adapté aux ondes pulsées ou aux sources multiples. Cependant, pour le mesurage des ondes pulsées, il est acceptable de mesurer dans le domaine fréquentiel lorsque la plage de fréquences cible est plus large que la largeur de la bande passante du système de mesure. Une antenne biconique avec des caractéristiques à large bande est souvent utilisée dans la région de champ lointain, car les dimensions de l'antenne ne sont pas électriquement faibles. Un petit dipôle orthogonal à trois axes est adapté pour les mesures en champ proche.
- c) Pour une évaluation environnementale électromagnétique, un mesureur de champ électrique isotrope à large bande est privilégié, sauf si le DUT ne peut pas être mesuré correctement avec un tel dispositif, auquel cas il doit être remplacé par un autre système de mesure.

- d) Les champs E incidents ne sont mesurés avec une faible incertitude que si le champ E est uniforme ou présente un gradient constant sur l'ensemble du capteur de champ E. Seuls ces types de sources de champ sont pertinents pour l'exposition humaine. Les sources de champ E localisées causées par l'accumulation de charges présentent un fort gradient non uniforme jusqu'à $1/d^4$, avec d comme distance entre la source de champ et le corps exposé. Toutefois, le couplage des champs avec le corps est faible, c'est-à-dire < -60 dB [25]. S'il peut être démontré que le champ E induit par ces sources locales caractéristiques du DUT est nettement inférieur à 1 % de la limite de conformité, il n'est pas nécessaire d'évaluer le champ E local.

Lors du choix d'un système de mesure, les performances, la réponse en fréquence et la plage de champs électromagnétiques exigées doivent être prises en compte.

6.1.2.2 Équipement de mesure du champ magnétique

Les capteurs à bobine exploratrice sont souvent utilisés pour une plage de basses fréquences de plusieurs centaines de kilohertz et moins. Différentes bandes de fréquences peuvent être couvertes par différents capteurs. En général, la sonde à bobine exploratrice est utilisée pour mesurer les champs magnétiques environnementaux. La sonde à bobine mesure la tension induite associée au flux magnétique variable dans le temps normal au plan de la bobine, moyenné sur la surface de la bobine. Dans un champ uniforme sur la surface de la bobine, la tension induite aux bornes de la bobine est calculée selon la Formule (18):

$$V = -j\omega NBS \quad (18)$$

où

V est la tension induite;

ω est la pulsation ($= 2\pi f$);

N est le nombre de spires;

B est l'induction magnétique (normale au plan de la bobine);

S est la section de la bobine;

et toutes les grandeurs sont des phaseurs.

L'incertitude du champ mesuré au centre du capteur, causée par le gradient ou d'autres non-uniformités du champ, doit être évaluée (voir également l'étape f) du 6.1.1).

Pour obtenir une meilleure sensibilité, la surface et le nombre d'enroulements sont augmentés, et l'induction magnétique est renforcée par l'utilisation d'un matériau ferromagnétique dans le noyau de la bobine. Le signal est traité pour obtenir des caractéristiques de fréquence plates à l'aide d'un intégrateur dans les étapes suivantes, car la sortie est proportionnelle à la fréquence.

Les équipements de mesure de champ magnétique sont répartis en deux classes: les sondes à capteur monoaxial et les sondes à capteur triaxial avec trois capteurs orthogonaux. L'IEC 61786-2 recommande d'utiliser le type triaxial. L'induction magnétique de la lecture de la composante triaxiale donnée par la Formule (19) s'applique:

$$B_R = \sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2} \quad (19)$$

où B_x , B_y et B_z sont les inductions magnétiques effectives pour les trois axes orthogonaux.

Les équipements de mesure de champ magnétique triaxiaux présentent l'avantage de mesurer le champ net B_R quelle que soit l'orientation de la sonde.

6.1.2.3 Équipement de mesure du gradient de champ magnétique

La méthode d'évaluation fondée sur le facteur de couplage en fonction du gradient de champ magnétique (5.2.4.3) exige de connaître l'amplitude et le gradient du champ B local.

L'amplitude et le gradient du champ magnétique peuvent être mesurés en échantillonnant le champ dans l'espace en 3D autour de l'emplacement d'exposition. Le mesurage peut être effectué par un seul capteur de champ ou par plusieurs capteurs de champ magnétique isotropes. Une sonde équipée d'un seul capteur peut être déplacée, par exemple au moyen d'un système robotisé, pour mesurer le champ à différents emplacements dont la position dans l'espace est connue, si le signal d'essai est répétitif et si la relation de phase peut être établie. Une sonde équipée de plusieurs capteurs peut être utilisée pour mesurer directement le gradient, à savoir un gradiomètre axial ou planaire [24], [26], [27], [28].

6.2 DAS et pE_{ind}

Le DAS et le pE_{ind} peuvent être mesurés et directement comparés aux restrictions de base de l'exigence applicable. Les procédures d'évaluation et de validation de la distribution du champ électrique interne et des mesures du DAS pour les dispositifs de communication sans fil sont spécifiées dans l'IEC/IEEE 62209-1528 (pour la plage de fréquences comprise entre 4 MHz et 10 GHz). Des procédures de mesure similaires peuvent être utilisées pour les systèmes WPT dans la plage de fréquences comprise entre 4 MHz et 30 MHz. Dans le présent document, seuls les écarts exigés pour évaluer les valeurs maximales du DAS dans l'espace des systèmes WPT sont spécifiés. L'Article B.4 spécifie les procédures d'étalonnage des sondes. À l'aide d'une sonde de champ électrique isotrope, le DAS à l'intérieur d'un modèle de corps irradié peut être déterminé. Un système de mesure du DAS se compose d'un fantôme approprié, d'une sonde de champ électrique et d'un système de balayage à sonde.

NOTE 1 La limitation de fréquence est donnée par la technologie de la sonde définie dans l'IEC/IEEE 62209-1528:2020. Dès que d'autres sondes sont disponibles, le concept peut être directement étendu aux fréquences inférieures à 4 MHz.

Les caractéristiques physiques du modèle de fantôme (taille, forme, propriétés électriques, etc.) doivent simuler les conditions d'exposition humaine au DUT. Des modèles de fantômes tels que ceux spécifiés dans l'IEC/IEEE 62209-1528 peuvent être utilisés. Le modèle de fantôme doit être constitué de matériaux dont les propriétés diélectriques sont similaires à celles des êtres humains. À une fréquence inférieure à 30 MHz, les propriétés électriques du matériau sont principalement influencées par sa conductivité. Le liquide spécifié dans le Tableau 2 ou une solution de NaCl qui présente la conductivité spécifiée dans le Tableau 3 doit être utilisé(e) à des fréquences comprises entre 0,1 MHz et 30 MHz. La relation entre la conductivité et la concentration de NaCl est décrite dans [29].

NOTE 2 Les mêmes exigences que dans le Tableau 2 sont spécifiées dans l'IEC/IEEE 62209-1528:2020 pour la plage de 4 MHz à 30 MHz.

La dépendance du DAS aux propriétés et à la taille du fantôme est indiquée à l'Annexe D. Le même support peut être utilisé pour les fréquences inférieures à 4 MHz, à condition que l'incertitude relative à l'estimation prudente soit déterminée, prise en compte et documentée (voir 9.3.3).

NOTE 3 La référence [29] indique que les propriétés diélectriques d'une solution saline diffèrent de moins de 5 % de leur valeur à 1 GHz lorsque la fréquence tend vers zéro. Ainsi, des paramètres constants sont spécifiés dans le Tableau 2 et le Tableau 3 pour toute la plage de fréquences comprise entre 0,1 MHz et 30 MHz.

Tableau 2 – Propriétés diélectriques du liquide équivalent au tissu

Fréquence	Partie réelle de la permittivité relative complexe, ϵ'_r	Conductivité, σ
(MHz)	(sans dimension)	(S/m)
0,1 à 30	55	0,75

**Tableau 3 – Propriétés diélectriques du milieu équivalent au tissu
Solution de NaCl de 0,074 mol/L**

Fréquence (MHz)	Partie réelle de la permittivité relative complexe, ε'_r (sans dimension)	Conductivité, σ (S/m)
0,1 à 30	77	0,75

Le DUT doit être utilisé à la distance accessible la plus proche du fantôme. En raison des importants gradients de DAS du champ induit, les mesurages doivent être effectués avec une incertitude connue du champ à l'interface entre l'enveloppe du fantôme et le liquide. Une méthode d'extrapolation du champ induit peut ensuite être utilisée pour déterminer le DAS maximal à la surface du fantôme. Dans ce cas, l'incertitude due à la méthode d'extrapolation par rapport aux valeurs du DAS doit être incluse dans le bilan d'incertitude.

NOTE 4 Des exemples de méthodes d'extrapolation sont donnés à l'Annexe E.

Des extensions des procédures de balayage de surface ou de balayage de volume peuvent être utilisées pour déterminer l'emplacement du DAS maximal. Le 7.4 de l'IEC/IEEE 62209-1528:2020 spécifie les procédures de balayage. La région de balayage doit être 20 % plus importante que la source ou aussi importante que le fantôme, si cette dimension est plus faible. Des balayages-zooms supplémentaires doivent être mesurés pour les crêtes secondaires si la crête primaire se situe à 2 dB au maximum de la limite de DAS.

NOTE 5 Voir la réglementation nationale applicable pour la limite de DAS spécifiée.

Les paramètres de balayage-zoom doivent être ceux du Tableau 4 de l'IEC/IEEE 62209-1528:2020 et doivent satisfaire aux exigences des étapes 3 à 5 du 7.4.2 de l'IEC/IEEE 62209-1528:2020.

Le pE_{ind} peut être obtenu à partir de la valeur de DAS maximale locale mesurée dans les fantômes normalisés dans l'IEC/IEEE 62209-1528 à l'aide de la Formule (20):

$$pE_{\text{ind}} = \sqrt{pSAR \times \frac{\rho}{\sigma}} \quad (20)$$

où

pE_{ind} est le champ E maximal à la surface du fantôme;

$pSAR$ est le débit d'absorption spécifique local;

σ est la conductivité;

ρ est la densité tissulaire équivalente de 1 000 kg/m³ pour tenir compte de la densité réelle du cerveau ou du tissu du corps.

La valeur maximale du champ E instantané à la surface du fantôme $pE_{\text{ind,inst}}$ est alors donnée par la Formule (21):

$$pE_{\text{ind,inst}} = pE_{\text{ind}} \sqrt{PAR} \quad (21)$$

où

$pE_{\text{ind,inst}}$ est le champ E instantané maximal à la surface du fantôme;

pE_{ind} est donné dans la Formule (20);

PAR est le rapport entre la puissance de crête et la puissance moyenne du signal.

6.3 Courants de contact

6.3.1 Généralités

Les 6.3.2 et 6.3.3 décrivent les équipements et le protocole de mesure pour l'évaluation des courants de contact. L'IEC TR 63167 [22] fournit des informations générales liées à l'exposition humaine aux champs électriques, magnétiques et électromagnétiques, y compris des situations hypothétiques et une méthode proposée pour mesurer les courants de contact.

6.3.2 Équipement

Un circuit électrique équivalent à l'impédance du modèle de corps humain, qui dépend de la fréquence, est utilisé pour mesurer les courants de contact. La Figure 7 représente un circuit équivalent, comme celui décrit dans l'IEC 60990 [30], qui simule un corps humain. Plusieurs autres études ont évalué l'impédance du corps humain et proposé des circuits équivalents plus précis qui utilisent des agencements de résistances et de condensateurs [31], [32], [33], [34]. Les caractéristiques de fréquence de l'impédance du corps humain en fonction des conditions de préhension sont comparées à la Figure 8. L'impédance dépend de la surface de contact et, en général, l'impédance d'un contact de préhension est inférieure à celle d'un contact ponctuel.

NOTE Les conditions de contact admises par hypothèse sont un "contact ponctuel" (surface non spécifiée) dans les lignes directrices de l'ICNIRP [4], [5], et un "contact tactile" avec une surface de contact de 1 cm² et un "contact de préhension" avec une surface de contact de 15 cm² dans les lignes directrices de sécurité de l'IEEE [8].

La Figure 9 représente la configuration d'un mesureur de courant de contact. La borne de contact est en métal. Si le point cible de la pièce de contact est peint, il convient d'y fixer une feuille métallique de 10 cm × 20 cm afin de simuler un contact avec la paume de la main, conformément à l'IEC 60990 [30]. Une plaque métallique de taille équivalente à celle d'un pied est utilisée comme électrode de terre. Le courant de contact est mesuré à partir du courant qui traverse le circuit équivalent au corps humain à l'intérieur du mesureur.

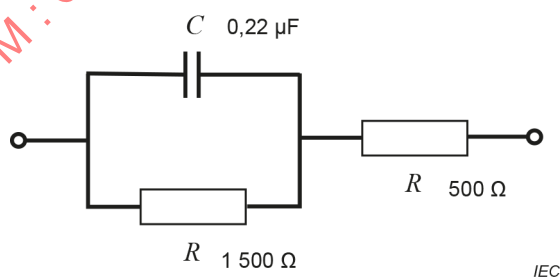


Figure 7 – Circuit équivalent au corps humain proposé dans l'IEC 60990 [30]

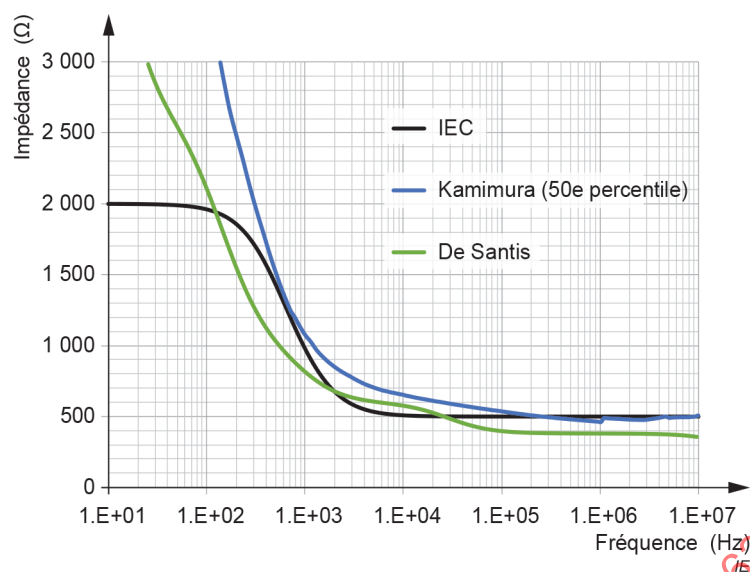


Figure 8 – Caractéristiques de fréquence d'impédance d'un homme adulte et des circuits équivalents proposés dans l'IEC 60990 [30] et valeurs évaluées [31], [32], [33], [34]

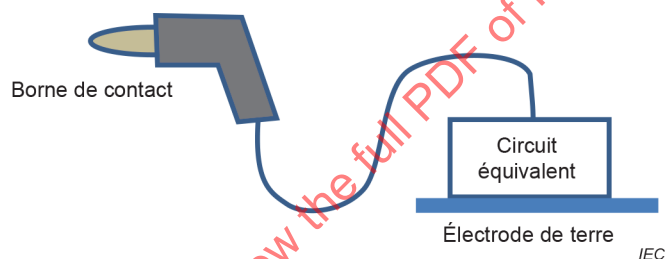


Figure 9 – Exemple d'équipement de mesure du courant de contact

6.3.3 Mesures

Les éléments suivants doivent être pris en compte pour le mesurage des courants de contact:

- Éviter autant que possible les perturbations du champ électromagnétique causées par l'opérateur et les systèmes de mesure.
- Les conditions d'environnement (température, humidité, vibrations, champs électromagnétiques, etc.) peuvent avoir une influence sur l'équipement de mesure.
- Les exigences relatives à l'équipement de mesure doivent être spécifiées ou la référence à un document approprié, par exemple l'IEC TR 63167:2018 [22], doit être incluse.
- Un système de mesure étalonné doit être utilisé.

Il existe deux types de mesures, spécifiés aux points a) et b) ci-après, en fonction du scénario d'exposition prévu.

Les spécifications de l'équipement de mesure, le scénario d'exposition et le courant de contact correspondant doivent être indiqués.

- a) Méthodes de mesure à l'aide d'une plaque métallique non mise à la terre (qui simule le châssis d'un VE):
- 1) Placer une électrode de terre à un endroit où une personne peut se tenir debout.
 - 2) Placer une plaque métallique non mise à la terre de dimensions suffisantes à l'endroit où des objets métalliques peuvent se trouver dans les conditions réelles d'utilisation. Pour représenter un VE, une plaque métallique de plus de 1,2 m × 1,2 m peut être utilisée (voir Figure I.10). Choisir la position la plus proche dans le cadre de l'utilisation réelle, car le courant de contact tend à devenir plus élevé lorsque des objets métalliques se rapprochent du DUT. Déterminer la condition maximale du courant de contact, car la position (hauteur) et la direction de la plaque métallique peuvent modifier l'intensité du courant de contact.
 - 3) Toucher la borne de contact avec la plaque métallique. Déterminer la valeur maximale lue sur le mesureur pour plusieurs emplacements de contact s'il existe une dépendance par rapport à la position du contact.
- b) Méthodes de mesure à l'aide d'une plaque métallique mise à la terre:
- 1) Placer une plaque métallique mise à la terre de dimensions suffisantes pour couvrir tous les objets métalliques qui peuvent exister dans les conditions réelles d'utilisation. Choisir la position la plus proche dans le cadre de l'utilisation réelle, car le courant de contact tend à devenir plus élevé lorsque des objets métalliques se rapprochent du DUT. Déterminer la position maximale du courant de contact, car la position (hauteur) et la direction de la plaque métallique peuvent modifier l'intensité du courant de contact.
 - 2) Toucher la borne de contact avec la plaque métallique à l'endroit où une personne peut la toucher (voir Figure I.9). Le courant de contact augmente en fonction de l'amplitude du flux magnétique à l'interconnexion avec une boucle créée par la plaque métallique mise à la terre et le corps humain. Une boucle rectangulaire d'au moins 1,5 m (hauteur) × 0,5 m (largeur) doit être utilisée pour évaluer le courant de contact. Déterminer la disposition de la boucle qui donne la valeur maximale du courant de contact.

Des informations complémentaires en ce qui concerne le mesurage des courants de contact peuvent être obtenues dans l'IEC 60990:2016 [30].

7 Méthodes de calcul numérique pour l'évaluation

7.1 Généralités

Le champ électrique interne pE_{ind} , le psSAR ou le DAS du corps entier pour la comparaison aux restrictions de base est calculé par simulation à l'aide d'un ensemble représentatif de modèles anatomiques humains.

NOTE 1 À titre d'exemple pour un ensemble représentatif, douze modèles ont été utilisés dans [35] pour obtenir les facteurs de couverture généraux.

Les calculs peuvent être effectués à l'aide de méthodes de pleine onde ou de méthodes par approche quasi statique, en fonction des dimensions électriques de la géométrie du problème. Pour les problèmes quasi statiques, l'effet des champs induits dans le corps humain sur la source de champ incident est par hypothèse négligeable. Les champs incidents et les champs induits peuvent être évalués dans le cadre de simulations distinctes en utilisant différentes méthodes de calcul. Pour le calcul des champs incidents, des méthodes analytiques ou quasi analytiques peuvent s'appliquer. Le Tableau 4 récapitule les méthodes de calcul numérique pour l'évaluation de l'exposition. Une brève description de ces méthodes est également donnée à l'Annexe F. L'Annexe H spécifie des algorithmes de moyennage, ainsi que la vérification des codes et la validation des modèles. À l'heure actuelle, il n'existe pas de fantômes de corps qui permettent de mesurer de façon prudente l'exposition aux systèmes WPT. Ces modèles doivent comprendre les éléments suivants:

- disponibilité de corps plus grands qui présentent des taux d'absorption accrus et sont donc plus sensibles aux effets d'électrostimulation des champs magnétiques à basse fréquence;
- disponibilité de corps plus petits (enfants) qui peuvent être plus proches de la source de champ;
- segmentation individuelle des tissus des systèmes nerveux central et périphérique pour l'évaluation par rapport aux restrictions de base correspondantes;
- membres posturables ou articulés pour la modélisation de scénarios d'exposition réalistes.

Tous les algorithmes de calcul doivent être vérifiés pour assurer une mise en œuvre techniquement correcte. Des recommandations sont fournies à l'Annexe H.

NOTE 2 La norme de mesure IEC/IEEE 62209-1528:2020 spécifie des méthodes de mesure du DAS pour une plage de fréquences comprise entre 4 MHz et 10 GHz. Alors qu'une plage de fréquences de 30 MHz à 6 GHz est spécifiée pour les normes de calcul IEC/IEEE 62704-1:2017 et IEC/IEEE 62704-4:2020, les méthodes de calcul sont généralement indépendantes de la fréquence. Elles s'appliquent à la plage de fréquences du présent document à condition que l'incertitude de la troncature du domaine numérique soit prise en compte de manière appropriée et que son incertitude soit évaluée.

Tableau 4 – Méthodes de calcul numérique

Méthode de calcul	Note
BEM (méthode des éléments finis de frontière)	Calcul par pleine onde
FDFD (différences finies dans le domaine fréquentiel)	Calcul par pleine onde
FDTD (différences finies dans le domaine temporel)	Calcul par pleine onde
FEM (méthode des éléments finis)	Calcul d'approximation par pleine onde ou quasi statique
QS-FDTD (différences finies quasi statiques dans le domaine temporel)	Calcul d'approximation quasi statique
FIT (technique d'intégration finie)	Calcul d'approximation par pleine onde ou quasi statique
MdM (méthode des moments)	Calcul par pleine onde
Méthode hybride (par exemple MdM + FDTD)	Calcul par pleine onde
SPFD (différence finie de potentiel scalaire)	Calcul d'approximation quasi statique
IM (méthode des impédances)	Calcul d'approximation quasi statique

7.2 Approximation quasi statique

Pour l'applicabilité d'une méthode de calcul fondée sur l'approximation quasi statique, la limite de fréquence supérieure est établie en tenant compte des dimensions de la région du corps ou de la personne exposée, des dimensions de la source de champ et de la distance qui les sépare. La limite de fréquence est alors donnée par l'approximation quasi statique de la Formule (22), de la Formule (23) et de la Formule (24):

$$\left| \omega^2 \varepsilon \mu D^2 \right| \ll 1 \Leftrightarrow \left(\frac{D}{\lambda} \right)^2 \ll 1 \quad (22)$$

ou

$$\omega^2 \Re\{\varepsilon\} \mu D^2 \ll 1 \quad (23)$$

et

$$\omega \sigma \mu D^2 \ll 1 \quad (24)$$

où

ω est la pulsation;

$\Re\{\varepsilon\}$ est la partie réelle de la permittivité relative complexe du tissu exposé ou du milieu équivalent au tissu;

μ est la perméabilité;

λ est la longueur d'onde minimale dans la région exposée;

σ est la conductivité du tissu exposé ou du milieu équivalent au tissu;

D est la dimension caractéristique, qui englobe les dimensions de la source de champ et du corps exposé ou du fantôme, compte tenu de la réduction de la longueur d'onde due à la présence d'éléments diélectriques dont la permittivité relative est supérieure à 1.

La Formule (22), la Formule (23) et la Formule (24) contiennent uniquement la fréquence, les propriétés diélectriques et magnétiques et les dimensions spatiales de la géométrie à analyser (source de champ et corps exposé). Elles s'appliquent à l'exposition aux champs électriques et magnétiques. La plage de fréquences dans laquelle les champs électriques et magnétiques peuvent être considérés comme découplés est identique pour l'exposition aux champs électriques et magnétiques. L'approximation quasi statique s'applique donc aux couplages inductif et capacitif.

Une justification doit être fournie avec les résultats de l'évaluation afin d'expliquer pourquoi l'approximation quasi statique s'applique au scénario d'exposition évalué. Les éventuels écarts par rapport à une solution par pleine onde doivent être étudiés et il convient de les prendre en compte dans le bilan d'incertitude (9.3).

7.3 Calcul pour l'évaluation par rapport aux restrictions de base

7.3.1 Généralités

Les restrictions de base en ce qui concerne l'exposition humaine sont spécifiées par:

- le DAS maximal moyenné dans l'espace [3], [8] (7.3.2);
- le DAS moyenné du corps entier [3], [8] (7.3.3);
- la densité de courant moyennée sur une surface [4] (Article G.1);
- le champ E maximal moyenné dans l'espace dans un volume cubique [5] (Article G.2);
- le champ E maximal moyenné dans l'espace le long d'une ligne [8] (G.2.3);
- le champ E local maximal [36] (G.2.4).

Des limites différentes peuvent s'appliquer à ces grandeurs en fonction de la région du corps exposée. Le code de calcul ou les techniques de post-traitement appliquées doivent mettre en œuvre les méthodes de moyennage exigées. Dans la mesure où les descriptions des algorithmes de moyennage données dans les lignes directrices d'exposition qui les établissent ne sont généralement pas suffisamment détaillées pour une mise en œuvre comme algorithme de calcul, le présent document renvoie aux Normes internationales de calcul correspondantes qui les spécifient, ou spécifie ses propres algorithmes si une définition appropriée n'est pas disponible ailleurs. Les détails sont donnés au 7.3.2, au 7.3.3 et à l'Annexe G. La mise en œuvre de ces algorithmes doit être validée selon les méthodes spécifiées à l'Annexe H.

Les grandeurs maximales, par exemple le pE_{ind} ou le $psSAR$, peuvent être lues directement à partir du postprocesseur. En variante, les méthodes spécifiées pour les grandeurs maximales moyennées dans l'espace peuvent être appliquées (7.3.2, Article G.2) avec des volumes d'intégration de l'ordre de grandeur des voxels ou des tétraèdres de la région du corps exposée. Il convient de prendre des précautions en ce qui concerne les artefacts de marches d'escalier, car ils peuvent altérer la lecture de la valeur maximale du champ global ou être dominants dans les volumes d'intégration de faibles dimensions.

7.3.2 DAS maximal moyenné dans l'espace

Le DAS maximal moyenné dans l'espace doit être évalué conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 pour les maillages cartésiens et conformément à l'IEC/IEEE 62704-4 pour les maillages non structurés.

NOTE Les méthodes de calcul spécifiées dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4 sont indépendantes de la fréquence à laquelle le $psSAR$ est évalué.

7.3.3 DAS moyenné du corps entier

Le DAS moyenné du corps entier doit être évalué conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 pour les maillages cartésiens et conformément à l'IEC/IEEE 62704-4 pour les maillages non structurés.

NOTE Les méthodes de calcul spécifiées dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4 sont indépendantes de la fréquence à laquelle le DAS du corps entier est évalué.

7.3.4 Densité de courant moyennée sur une surface

La distribution du champ électrique dans le corps exposé doit être évaluée conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 pour les maillages cartésiens et conformément à l'IEC/IEEE 62704-4 pour les maillages non structurés. La densité de courant moyennée doit ensuite être calculée conformément à l'Article G.1.

NOTE Les méthodes de calcul spécifiées dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4 sont indépendantes de la fréquence à laquelle le champ électrique est évalué.

7.3.5 Champ E interne maximal moyenné dans l'espace dans un volume cubique

La distribution du champ électrique dans le corps exposé doit être évaluée conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 pour les maillages cartésiens et conformément à l'IEC/IEEE 62704-4 pour les maillages non structurés. Le champ E maximal moyenné dans l'espace dans un volume cubique doit ensuite être calculé conformément à l'Article G.2.

NOTE Les méthodes de calcul spécifiées dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4 sont indépendantes de la fréquence à laquelle le champ électrique est évalué.

7.3.6 Champ E interne maximal moyenné dans l'espace le long d'une ligne

La distribution du champ électrique dans le corps exposé doit être évaluée conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 pour les maillages cartésiens et conformément à l'IEC/IEEE 62704-4 pour les maillages non structurés. Le champ E maximal moyenné dans l'espace le long d'une ligne doit ensuite être calculé conformément au G.2.3.

NOTE Les méthodes de calcul spécifiées dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4 sont indépendantes de la fréquence à laquelle le champ électrique est évalué.

7.3.7 Champ E interne local maximal

La distribution du champ électrique dans le corps exposé doit être évaluée conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 pour les maillages cartésiens et conformément à l'IEC/IEEE 62704-4 pour les maillages non structurés. Le champ E local maximal doit ensuite être calculé conformément au G.2.4. Il convient de noter qu'il convient d'utiliser plusieurs simulations avec différentes résolutions de maillage conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 ou l'IEC/IEEE 62704-4 pour réduire l'impact des effets d'escalier.

NOTE Les méthodes de calcul spécifiées dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4 sont indépendantes de la fréquence à laquelle le champ électrique est évalué.

8 Combinaison de méthodes de mesure et de calcul pour les systèmes WPT inductifs

8.1 Généralités

Comme le champ électrique interne, la densité de courant et le DAS s'avère difficile à mesurer directement, l'évaluation est souvent réalisée à l'aide d'approches par calcul. Cependant, il est difficile de modéliser avec exactitude une situation d'exposition réelle dans le cadre de simulations qui incluent une carrosserie de véhicule électrique, des plans de masse, etc. En outre, il est parfois difficile d'obtenir des informations concernant la taille, la forme et la conception des systèmes WPT. Il est possible d'évaluer le champ électrique interne ou le DAS par une approche qui combine à la fois le mesurage des champs électromagnétiques autour du système et les analyses par calcul numérique des grandeurs induites. Les données de champ magnétique proche sont d'abord mesurées dans la zone occupée par le corps humain. Ensuite, les champs magnétiques mesurés sont utilisés comme champs incidents dans une méthode de calcul applicable (Tableau 4) pour obtenir le champ électrique interne à l'intérieur du modèle de corps humain.

8.2 Mesurage du champ magnétique

Pour le mesurage des distributions de champ magnétique au-dessous de 30 MHz, des capteurs à bobine exploratrice sont souvent utilisés. L'amplitude et la phase du champ magnétique doivent être mesurées dans la zone occupée par le corps humain. Pour mesurer la phase du champ magnétique, un capteur magnétique est fixé à une position spécifique pour obtenir la phase de référence, et l'autre capteur est déplacé sur la zone occupée par le corps humain.

8.3 Analyses par calcul des grandeurs induites

Des modèles anatomiques humains ou des fantômes dosimétriques appropriés doivent être utilisés pour calculer les grandeurs de champ induites. Les méthodes de calcul numérique des grandeurs de champ induites sont récapitulées à l'Annexe F. La distribution du champ magnétique mesurée est appliquée comme champ incident dans une méthode de calcul applicable (Tableau 4). Les données de champ magnétique mesurées peuvent être directement utilisées comme source avec certaines méthodes de calcul. Cependant, les méthodes de calcul qui utilisent les potentiels vecteurs comme source pour calculer le champ électrique interne exigent la reconstruction des potentiels vecteurs à partir du champ magnétique mesuré ($\mathbf{H}$) ou de l'induction magnétique ($\mathbf{B}$) [37]. Un nombre fini d'échantillons de $\mathbf{B}$ issus de mesures peut être utilisé pour la reconstruction du champ à partir de points de contrôle. Dans ce cas, les coordonnées spatiales des échantillons de mesure collectés sont également nécessaires.

La procédure de reconstruction de la distribution du champ $\mathbf{B}$ est spécifiée dans [37]. L'induction magnétique est par hypothèse $\mathbf{B} = u_x B_x + u_y B_y + u_z B_z$, ce qui satisfait à $\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$, où $u_{x,y,z}$ sont des vecteurs unitaires. Elle peut donc être représentée à l'aide d'un potentiel vecteur $\mathbf{A}$, de sorte que $\nabla \times \mathbf{A} = \mathbf{B}$. Un potentiel vecteur est donné par la Formule (25), la Formule (26) et la Formule (27):

$$A_x = -\int_0^y \left[\frac{1}{3} B_z(x, y', z) + \frac{1}{6} B_z(x, y', 0) \right] dy' + \int_0^z \left[\frac{1}{3} B_y(x, y, z') + \frac{1}{6} B_y(x, 0, z') \right] dz' \quad (25)$$

$$A_y = -\int_0^z \left[\frac{1}{3} B_x(x, y, z') + \frac{1}{6} B_x(0, y, z') \right] dz' + \int_0^x \left[\frac{1}{3} B_z(x', y, z) + \frac{1}{6} B_z(x', y, 0) \right] dx' \quad (26)$$

$$A_z = -\int_0^x \left[\frac{1}{3} B_y(x', y, z) + \frac{1}{6} B_y(x', 0, z) \right] dx' + \int_0^y \left[\frac{1}{3} B_x(x, y', z) + \frac{1}{6} B_x(0, y', z) \right] dy' \quad (27)$$

Les Formules (25), (26) et (27) exigent que les composantes vectorielles de l'induction magnétique soient connues. Par conséquent, elles sont valables pour tout milieu arbitraire non homogène, anisotrope ou non linéaire. Dans l'espace libre, les composantes vectorielles de l'induction magnétique peuvent être calculées directement à partir du vecteur de champ $\mathbf{H}$.

8.4 Calcul pour l'évaluation par rapport aux restrictions de base

Les restrictions de base sont généralement spécifiées pour des grandeurs de champ induites qui sont moyennées sur une forme géométrique donnée du corps exposé ou du fantôme pour l'évaluation par calcul des champs induits, par exemple pE_{ind} et $psSAR$. Les méthodes décrites au 8.3 doivent être appliquées pour calculer les champs induits dans un ensemble représentatif de modèles anatomiques du corps humain ou un fantôme dosimétrique approprié. Le calcul des champs induits par rapport aux restrictions de base doit ensuite être effectué conformément au 7.3.

NOTE Certaines réglementations nationales spécifient les valeurs de crête plutôt que les grandeurs moyennées comme restrictions de base pour les champs induits.

9 Évaluations d'incertitude

9.1 Généralités

Les sources d'incertitude de mesure et de calcul sont énumérées du 9.2 au 9.4. Leurs contributions à l'incertitude doivent être évaluées pour l'évaluation de l'incertitude totale. Le bilan d'incertitude est fondé sur les concepts du Guide 98-1 de l'ISO/IEC [38], du Guide 98-3 de l'ISO/IEC [39], [40] et [41]. Pour la plupart des méthodes spécifiées dans le présent document, chaque source d'incertitude est considérée comme indépendante et peut donc être évaluée séparément des autres.

9.2 Méthodes de mesure

9.2.1 Bilan d'incertitude de mesure

Le Tableau 5 récapitule les principaux paramètres liés aux mesures de champ magnétique.

Tableau 5 – Exemple d'évaluation d'incertitude de l'évaluation de l'exposition aux champs E et H à l'aide de méthodes de mesure

Grandeur x_i (source d'incertitude)	Référence	Loi de probabilité ^a	Inc.	Diviseur ^a q	Incertitude type $u(x_i)$	Sensibilité c_i	Incertitude élargie $u_i(y)$	Degrés de liberté v_i
Incertitude de l'étalonnage en amplitude	9.2.2	N		1		1		
Anisotropie de la sonde	9.2.3	R		$\sqrt{3}$		1		
Linéarité de la plage dynamique de la sonde	9.2.4	R		$\sqrt{3}$		1		
Réponse dans le domaine fréquentiel de la sonde	9.2.5	R		$\sqrt{3}$		1		
Réponse en modulation	9.2.6	R		$\sqrt{3}$		1		
Moyennage dans l'espace (gradient maximal)	9.2.7	R		$\sqrt{3}$		1		
Incertitude de l'évaluation du gradient	9.2.8	R		$\sqrt{3}$		1		
Sensibilité aux champs E ou H parasites	9.2.9	R		$\sqrt{3}$		1		
Limite de détection	9.2.10	R		$\sqrt{3}$		1		
Électronique de lecture	9.2.11	N		1		1		
Temps de réponse	9.2.12	N		1		1		
Positionnement de la sonde	9.2.13	N		1		1		
Post-traitement du signal	9.2.14	N		1		1		

Grandeur x_i (source d'incertitude)	Référence	Loi de probabilité ^a	Inc.	Diviseur ^a q	Incertitude type $u(x_i)$	Sensibilité c_i	Incertitu- de élargie $u_i(y)$	Degrés de liberté ν_i
Position nominale	9.2.15	R		$\sqrt{3}$		1		
Répétabilité	9.2.16	N		1		1		
DUT	9.2.17	N		1		1		
Incertitude composée ($k = 1$)		RSS						
Incertitude élargie ($k = 2$) et degrés de liberté effectifs							$U =$	$\nu_{\text{eff}} =$

^a D'autres lois de probabilité et diviseurs peuvent être utilisés s'ils représentent mieux les connaissances disponibles sur les grandeurs concernées.

NOTE 1 Abréviations: N – loi de probabilité normale; R – fonction de probabilité rectangulaire

NOTE 2 Le diviseur est fonction de la loi de probabilité et des degrés de liberté (ν_i et ν_{eff}).

NOTE 3 c_i est le coefficient de sensibilité qui est appliqué pour convertir la variabilité de la composante d'incertitude en variabilité de la grandeur d'exposition.

9.2.2 Incertitude de l'étalonnage en amplitude

L'incertitude de l'étalonnage en amplitude doit être évaluée dans le cadre de l'étalonnage (fréquence et plage dynamique) du système d'étalonnage, par exemple une cellule électromagnétique transverse (TEM, *Transverse ElectroMagnetic*). Les détails concernant la production de champs sont donnés en B.2.1.

9.2.3 Anisotropie de la sonde

L'anisotropie de la sonde doit être évaluée par exposition à un champ magnétique homogène, par exemple à l'intérieur d'une cellule TEM ou de configurations de bobines appropriées. Pour quantifier l'incertitude, la sonde doit être inclinée par incréments angulaires de 5° sur toute la plage angulaire spécifiée, et l'erreur maximale doit être consignée comme incertitude conformément à la définition du B.2.2.1.4.

9.2.4 Linéarité de la plage dynamique de la sonde

La plage dynamique de la sonde doit être évaluée en couvrant la plage dynamique de 10 % (–20 dB pour les champs E induits ou la densité de courant, ou –10 dB pour le DAS) des limites d'exposition de l'exigence applicable à plus de quatre fois les limites d'exposition professionnelle de l'exigence applicable. La linéarité de la sonde doit être évaluée dans un champ magnétique homogène, qui peut être produit dans une cellule TEM ou par des configurations de bobine appropriées. Voir aussi B.2.2.1.3.

9.2.5 Réponse dans le domaine fréquentiel de la sonde

La réponse dans le domaine des fréquences de la sonde est évaluée pour un champ incident homogène dans la plage spécifiée de fréquences de fonctionnement. L'incertitude due à la réponse en fréquence de la sonde est évaluée à travers la planéité de la réponse de la sonde sur l'ensemble de la plage de fréquences. La réponse dans le domaine fréquentiel doit être évaluée dans un champ magnétique homogène, qui peut être produit dans une cellule TEM ou par des configurations de bobine appropriées. Voir aussi B.2.2.1.2.

9.2.6 Réponse en modulation

La réponse en modulation de la sonde doit être évaluée pour des porteuses modulées dans la plage de fréquences spécifiée avec une modulation d'impulsions rectangulaires, un cycle de service de 10 %, un taux de répétition des impulsions de 10 Hz, 100 Hz, 1 000 Hz (si cette valeur s'applique à la fréquence porteuse). La réponse en modulation doit être évaluée dans un champ magnétique homogène, qui peut être produit dans une cellule TEM ou par des configurations de bobine appropriées.

9.2.7 Moyennage dans l'espace (gradient maximal)

L'incertitude due au moyennage dans l'espace doit être évaluée dans des champs de gradients qui correspondent à ceux du champ incident du DUT en ce qui concerne l'amplitude et l'orientation, dans une plage maximale de 0 T/m/T à 30 T/m/T au moins. Les champs de gradients doivent être produits à l'aide d'une configuration de bobine appropriée (B.2.1) compte tenu des dimensions globales de la sonde.

9.2.8 Incertitude de l'évaluation du gradient

L'incertitude relative à l'exactitude des mesures du gradient de champ doit être évaluée en appliquant l'erreur de positionnement de la sonde (9.2.13) à l'incertitude relative au gradient (Article B.3) et être considérée comme un paramètre d'incertitude distinct. L'incertitude de l'évaluation du gradient ne doit être prise en compte que pour les évaluations de niveau 3.

9.2.9 Sensibilité aux champs E et H parasites

La sensibilité parasite est soumise à l'essai avec la sonde de champ en maintien du maximum, balayée dans toutes les orientations sphériques incidentes possibles du champ, par exemple dans des segments à angle solide de 30° dans les directions ϕ et θ , avec l'amplitude de champ E ou de champ H qui correspond à la limite d'exposition professionnelle. Des champs E et H homogènes appropriés peuvent être produits dans une cellule TEM ou dans un condensateur plaquette parallèle. Les détails concernant la production de champs sont donnés en B.2.1.

9.2.10 Limite de détection

La limite de détection est la contribution du bruit de l'électronique de lecture, à savoir le rapport signal sur bruit, à 10 % (–20 dB pour les champs E induits ou la densité de courant, ou –10 dB pour le DAS) des limites d'exposition du grand public de l'exigence applicable.

9.2.11 Électronique de lecture

L'électronique de lecture est la contribution à l'incertitude par conversion analogique-numérique.

9.2.12 Temps de réponse

Si la sonde est utilisée en mode balayage, le temps de réponse correspond à l'erreur de réponse d'échantillonnage pour la sonde balayée dans un champ de gradient d'au moins 20 T/m/T à une vitesse de 0,1 m/s.

9.2.13 Positionnement de la sonde

L'incertitude due au positionnement de la sonde doit être évaluée comme l'erreur dans un champ de gradient d'au moins 30 T/m/T compte tenu des tolérances mécaniques, comme l'exactitude du positionnement, du système de positionnement de la sonde (robot, par exemple).

9.2.14 Post-traitement du signal

L'incertitude du post-traitement (formage, filtrage et conditionnement des signaux) doit être évaluée à l'aide de méthodes d'évaluation théoriques ou expérimentales.

9.2.15 Position nominale

L'incertitude du positionnement nominal doit être évaluée comme l'incertitude du positionnement (9.2.13) par rapport à l'évaluation de l'exposition la plus défavorable.

9.2.16 Répétabilité

La répétabilité doit être évaluée en mesurant dix fois l'amplitude du champ à un point spécifique situé à la distance accessible la plus proche de la source. Elle est ensuite évaluée comme l'écart-type de ces mesures.

9.2.17 DUT

L'incertitude associée au DUT doit être soigneusement évaluée. Il s'agit notamment de la dérive de l'amplitude, du spectre, de l'intermittence des émissions. Outre l'incertitude de l'exposition en régime permanent pertinente pour le DAS, l'incertitude de l'évaluation de champ transitoire de crête doit également être évaluée.

9.3 Méthodes de calcul

9.3.1 Bilan d'incertitude de calcul

Le Tableau 6 récapitule les sources d'incertitude pour les méthodes de calcul. La méthodologie suit étroitement l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4. Ces documents sont référencés au 9.3 le cas échéant.

NOTE Tandis que les normes de calcul IEC/IEEE 62704-1, IEC/IEEE 62704-4 et IEC/IEEE 63195-2 [42] sont établies pour des applications et des plages de fréquences particulières, les techniques de calcul et les procédures qui permettent de les vérifier ainsi que l'évaluation de l'incertitude sont généralement indépendantes des plages de fréquences pour lesquelles les normes correspondantes sont spécifiées. Elles peuvent donc être appliquées sans modification. Des distances ou des dimensions particulières sont mises à l'échelle conformément à la plage de fréquences du présent document.

Tableau 6 – Exemple d'évaluation d'incertitude des méthodes de calcul

Grandeur x_i (source d'incertitude)	Référence	Loi de probabilité ^a	Inc.	Diviseur ^a q	Incertitude type $u(x_i)$	Sensibilité c_i	Incertitude élargie $u_i(y)$	Degrés de liberté v_i
Incertitudes numériques								
Résolution de la grille	9.3.2	R		$\sqrt{3}$		1		
Paramètres du tissu	9.3.3	R		$\sqrt{3}$		1		
Position d'exposition	9.3.4	R		$\sqrt{3}$		1		
Convergence	9.3.5	R		$\sqrt{3}$		1		
Bilan de puissance	9.3.6							
Conditions aux limites	9.3.7	R		$\sqrt{3}$		1		
Approximation quasi statique	9.3.8	R		$\sqrt{3}$		1		
Incertitudes de modélisation								
Parties et géométrie du modèle	9.3.9							
Paramètres diélectriques	9.3.10							

Grandeur x_i (source d'incertitude)	Référence	Loi de probabilité ^a	Inc.	Diviseur ^a q	Incertitude type $u(x_i)$	Sensibilité c_i	Incertitude élargie $u_i(y)$	Degrés de liberté v_i
Paramètres des ferrites	9.3.11							
Positionnement des bobines d'émission et de réception	9.3.12							
Couplage des bobines d'émission et de réception	9.3.13							
Sources d'exposition autres que les bobines	9.3.14							
Chargement de la bobine	9.3.15							
Incertitude composée ($k = 1$)		Somme quadratique (RSS)						
Incertitude élargie ($k = 2$) et degrés de liberté effectifs							$U =$	$v_{\text{eff}} =$

^a D'autres lois de probabilité et diviseurs peuvent être utilisés s'ils représentent mieux les connaissances disponibles sur les grandeurs concernées.

NOTE 1 Abréviations: N – loi de probabilité normale; R – fonction de probabilité rectangulaire

NOTE 2 Le diviseur est fonction de la loi de probabilité et des degrés de liberté (v_i et v_{eff}).

NOTE 3 c_i est le coefficient de sensibilité qui est appliqué pour convertir la variabilité de la composante d'incertitude en variabilité de la grandeur d'exposition.

9.3.2 Résolution de la grille

Pour les grilles rectilignes, l'impact de la résolution doit être déterminé en réduisant les tailles de pas de tous les axes par des facteurs de 2 puis de 4. Si la réduction simultanée des tailles de pas n'est pas possible, par exemple en raison de limitations de mémoire, les axes x , y et z axes doivent être affinés séparément par des facteurs de 2 puis de 4.

Pour la résolution de la grille la plus grossière, au moins deux mailles doivent être placées entre les enroulements de la bobine.

Pour les mailles tétraédriques, l'impact de la résolution doit être déterminé conformément à l'une des méthodes suivantes.

- Si le code de calcul appliqué n'utilise pas d'affinement de maille adaptatif, le nombre total d'éléments constitutifs du maillage utilisés pour le maillage initial doit être augmenté de façon itérative d'au moins 50 %. Le tétraèdre doit être affiné de manière équivalente sur l'ensemble du domaine de calcul.
- Si le code de calcul appliqué utilise un affinement de maille adaptatif, des passes adaptatives itératives doivent être réalisées tant que le nombre total d'éléments n'a pas augmenté d'au moins 20 % pour le deuxième ou le troisième ordre inférieur, et de 50 % pour l'ordre inférieur.

L'écart de la grandeur cible pour tous les cas d'essai doit être consigné, et l'incertitude doit être déterminée à partir de l'écart maximal de tous les cas simulés. Si les axes du maillage sont affinés séparément, la somme quadratique (RSS) des valeurs maximales de chaque axe doit être consignée avec une loi de probabilité rectangulaire.

9.3.3 Paramètres du tissu

Les propriétés diélectriques du tissu utilisées pour les modèles anatomiques sont généralement indiquées avec une valeur d'incertitude ([43], [44], par exemple). L'incidence de ces incertitudes doit être évaluée en appliquant la conductivité et la permittivité minimales et maximales (quatre combinaisons différentes) en utilisant les limites d'incertitude indiquées par rapport aux résultats obtenus pour les valeurs nominales des propriétés diélectriques. L'incertitude maximale doit être consignée. Lors de la modélisation de fantômes dosimétriques avec des propriétés diélectriques de référence, comme celles spécifiées pour le milieu équivalent au tissu, l'incertitude des propriétés diélectriques du fantôme doit être admise par hypothèse comme étant nulle. L'écart maximal de la grandeur cible doit être consigné avec une loi de probabilité rectangulaire.

NOTE La permittivité du tissu ou du milieu équivalent au tissu est toujours admise par hypothèse comme étant réelle, c'est-à-dire que la partie imaginaire de la permittivité relative complexe se réfère toujours à la conductivité uniquement.

9.3.4 Position d'exposition

Pour les maillages cartésiens, la distance entre le fantôme, le modèle de corps ou l'emplacement des points d'évaluation et le DUT doit varier de ± 1 pas de maille. Dans les maillages à pas de maille variable, la distance de décalage doit être choisie conformément au pas de maille situé sur le côté de la boîte englobante du fantôme, du modèle de corps ou des points d'évaluation qui font face à la source. L'écart maximal doit être consigné avec une loi de probabilité rectangulaire.

Pour les mailles tétraédriques, aucune incertitude de positionnement ne s'applique, car ces mailles s'adaptent précisément à la géométrie du DUT et du fantôme.

9.3.5 Convergence

Pour les simulations dans le domaine temporel, l'incertitude de convergence doit être évaluée selon les méthodes de l'IEC/IEEE 62704-1. Pour les simulations dans le domaine fréquentiel, l'incertitude de convergence doit être évaluée selon les méthodes de l'IEC/IEEE 62704-4. Si une méthode par pleine onde est appliquée, le bilan de puissance doit être évalué conformément à l'IEC/IEEE 62704-1, et sa contribution doit être ajoutée à l'incertitude de convergence.

Lors de la simulation de structures symétriques, l'emplacement du maximum de la grandeur cible peut varier. Dans de tels cas, des mesures particulières en fonction de la conception du DUT peuvent être exigées, telles que le repositionnement des points de validation ou l'introduction des lignes d'alimentation de la bobine, ou d'autres détails du modèle du DUT d'origine qui peuvent avoir une incidence sur la symétrie. Ces mesures doivent être documentées dans le rapport d'essai (Article 10).

9.3.6 Bilan de puissance

Si une méthode par pleine onde est appliquée, comme les méthodes FDTD ou FEM, le bilan de puissance doit être évalué conformément à l'IEC/IEEE 62704-1 ou à l'IEC/IEEE 62704-4, respectivement. Pour les simulations quasi statiques, le bilan de puissance ne peut pas être évalué, et sa contribution doit être fixée à zéro.

9.3.7 Conditions aux limites

Pour les configurations avec principalement des champs rayonnants aux limites du domaine de calcul, des conditions aux limites ouvertes doivent être appliquées. Pour quantifier l'incertitude due à la taille du domaine de calcul, des simulations itératives doivent être effectuées en augmentant le volume du domaine de calcul par pas de 33 % de façon symétrique autour de la structure simulée dans toutes les directions. L'écart entre les résultats dosimétriques des simulations des deux plus grandes mailles doit être consigné comme incertitude de calcul. Les détails peuvent être consultés dans l'IEC/IEEE 62704-1 et l'IEC/IEEE 62704-4.

Pour quantifier l'incertitude due à la taille du domaine de calcul avec principalement des champs réactifs aux limites du domaine de calcul, des simulations itératives doivent être effectuées en augmentant le volume du domaine de calcul par pas de 33 % de façon symétrique autour de la structure simulée jusqu'à ce que l'écart des résultats dosimétriques soit inférieur à 2 %. Cette méthode s'applique aux conditions aux limites ouvertes ainsi qu'aux conditions aux limites de Dirichlet ou de Von Neumann. L'écart entre les résultats dosimétriques des simulations des deux plus grandes mailles doit être consigné comme incertitude de calcul.

9.3.8 Approximation quasi statique

L'incertitude due à l'application de l'approximation quasi statique (7.2) pour le calcul de la grandeur cible doit être évaluée en modélisant un scénario d'exposition simplifié avec les mêmes dimensions géométriques de la source et les mêmes dimensions géométriques et propriétés diélectriques du fantôme ou du corps exposé. Ce scénario d'exposition simplifié doit être évalué à la fois par l'approximation quasi statique et par une méthode par pleine onde. La différence doit être consignée comme incertitude.

NOTE La charge de calcul de la simulation peut être réduite, par exemple en diminuant le nombre d'enroulements des bobines et les détails géométriques ou anatomiques du fantôme ou du corps exposé. Il peut être admis par hypothèse que ces éléments ne contribuent pas à l'incertitude de l'approximation quasi statique, car la grandeur pertinente pour son applicabilité est la dimension globale du problème de calcul en ce qui concerne la longueur d'onde.

9.3.9 Parties et géométrie du modèle

Si le DUT ne peut pas être développé à partir d'un modèle CAO complet, l'incidence des éventuelles parties manquantes doit être estimée en utilisant les hypothèses les plus défavorables sur leurs dimensions. Les parties manquantes peuvent être développées en mesurant leurs dimensions globales et en les intégrant dans les modèles sous forme de briques simplifiées. Le rapport d'essai (Article 10) doit expliquer comment les parties manquantes ont été intégrées dans le modèle du DUT. La contribution des parties manquantes à l'incertitude peut être calculée en fonction de l'incidence de leur intégration dans le modèle du DUT sur la grandeur cible. Si d'autres stratégies sont appliquées, elles doivent être documentées dans le rapport d'essai.

9.3.10 Paramètres diélectriques

Si la documentation des paramètres diélectriques (propriétés) est incomplète, ils doivent être estimés en fonction des paramètres types et varier en prenant pour hypothèse les écarts les plus défavorables. S'il peut être démontré que l'incidence des paramètres diélectriques sur la grandeur cible est négligeable, par exemple pour les simulations quasi statiques, l'incertitude des paramètres diélectriques peut être admise par hypothèse comme nulle. Ceci doit être documenté dans le rapport d'essai (Article 10).

9.3.11 Paramètres des ferrites

Si la documentation des paramètres diélectriques est incomplète, ils doivent être estimés en fonction des paramètres types et varier en prenant pour hypothèse les écarts les plus défavorables. Ceci doit être documenté dans le rapport d'essai (Article 10).

9.3.12 Positionnement des bobines d'émission et de réception

Les incertitudes dans le positionnement des positions relatives des bobines d'émission et de réception doivent être évaluées en modifiant leur distance mutuelle et leur décalage dans la plage à l'intérieur de laquelle leur position peut être déterminée lors du développement du modèle du DUT. L'incidence des écarts maximaux doit être consignée avec une loi de probabilité rectangulaire.

9.3.13 Couplage des bobines d'émission et de réception

Pour les simulations par pleine onde (méthodes FDTD ou FEM, par exemple), l'écart entre le coefficient d'émission de puissance mesuré et simulé s'applique. Pour les simulations quasi statiques, les courants des bobines sont déterminés à partir des mesures. L'incertitude de ces mesures s'applique. Selon la grandeur cible, le carré ou la racine carrée de ces incertitudes ou écarts s'applique avec une loi de probabilité normale.

9.3.14 Sources d'exposition autres que les bobines

Les éléments de réglage, tels que les condensateurs et les bobines, ou les lignes d'alimentation et les éléments de blindage peuvent agir comme des sources de champs E ou de champs H localisés. L'utilisation d'éléments localisés pour modéliser les éléments de réglage peut ne pas donner une représentation correcte de leurs champs dans le domaine de calcul. L'évaluation de la contribution de ces éléments à la grandeur cible peut nécessiter une évaluation expérimentale. L'élaboration de stratégies particulières peut être nécessaire pour évaluer leur incidence. Ces éléments doivent être documentés dans le rapport d'essai (Article 10) et ajoutés au bilan d'incertitude, le cas échéant.

9.3.15 Chargement de la bobine

L'incidence de la charge de la bobine par le fantôme sur les champs incidents doit être évaluée de manière théorique, numérique ou expérimentale à l'aide d'un modèle simplifié. Les simulations quasi statiques ou les simulations dans l'espace libre des champs incidents ne tiennent pas compte du chargement. Sauf s'il peut être démontré que le chargement réduit l'exposition, il doit être pris en compte dans le bilan d'incertitude. Ceci doit être documenté dans le rapport d'essai (Article 10).

9.4 Évaluation de méthodes combinées de mesure et de calcul

Le bilan d'incertitude total doit être calculé à partir des contributions du Tableau 5 et du Tableau 6 et doit être additionné comme cela est indiqué dans le Tableau 7.

Tableau 7 – Exemple d'évaluation d'incertitude de l'évaluation de l'exposition qui combine des méthodes de mesure et de calcul

Grandeur x_i (source d'incertitude)	Référence	Loi de probabilité ^a	Inc.	Diviseur ^a q	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Montage de mesure	9.2	N				1		
Modèle de calcul de la configuration d'essai	9.3	N				1		
Incrtitude composée ($k = 1$)		RSS						
Incrtitude élargie ($k = 2$) et degrés de liberté effectifs								
Les quatrième, septième et huitième colonnes sont fondées sur les résultats du Tableau 5 et du Tableau 6. ^a D'autres lois de probabilité et diviseurs peuvent être utilisés s'ils représentent mieux les connaissances disponibles sur les grandeurs concernées. NOTE 1 N – loi de probabilité normale. NOTE 2 Le diviseur est fonction de la loi de probabilité et des degrés de liberté (v_i et v_{eff}). NOTE 3 c_i est le coefficient de sensibilité qui est appliqué pour convertir la variabilité de la composante d'incertitude en variabilité de la grandeur d'exposition.								

10 Rapport

10.1 Généralités

Tous les résultats d'essai doivent être enregistrés dans un rapport d'évaluation de conformité, et ils doivent contenir toutes les informations applicables à l'interprétation des résultats de mesure du champ.

Un rapport de mesure doit comporter au minimum les éléments répertoriés au 10.2 et au 10.3 afin de démontrer la conformité aux exigences du présent document. Si une approche combinée numérique et de mesure est appliquée, les éléments énumérés au 10.4 doivent également être inclus.

10.2 Éléments à enregistrer dans les rapports d'évaluation de conformité d'exposition

a) Généralités

- 1) Identification du laboratoire d'essai.
- 2) Identification du DUT, y compris les numéros de révision du matériel et du logiciel, le numéro de série, etc.
- 3) Exigences de conformité, par exemple normes d'essai, lignes directrices, recommandations, etc.
- 4) Limites d'exposition applicables.
- 5) Une liste de toutes les accréditations fournies par des organismes nationaux ou internationaux afin de procéder à des essais de conformité par rapport à ces normes. La date d'expiration doit être indiquée.

b) Détails relatifs au dispositif et aux essais

- 1) Description du DUT, ainsi qu'une brève description de sa fonction prévue.
Le cas échéant, il convient de fournir des photographies externes et internes.
- 2) Description de la procédure d'évaluation de conformité appliquée selon l'Article 5, y compris la justification de son choix.
- 3) Description des positions et orientations soumises à l'essai, y compris des photographies ou des schémas, ou les deux (en angle large et en gros plan) qui représentent le positionnement du DUT par rapport à la surface d'évaluation.
- 4) Description des bobines disponibles et soumises à l'essai.
- 5) Description des modes de fonctionnement disponibles et soumis à l'essai.
- 6) Résultats de tous les essais effectués et détails de mise à l'échelle des résultats.
- 7) Tous les paramètres et détails de configuration pertinents.
- 8) Informations sur la configuration dans laquelle l'exposition maximale est évaluée, y compris la justification.

c) Récapitulatif du rapport

- 1) Fréquences et configurations.
- 2) Liste de toutes les configurations d'essai évaluées.
- 3) Valeurs tabulées de champ ou de DAS pour les positions d'essai, les modes de fonctionnement et les configurations du dispositif.
- 4) Résultats tabulaires et graphiques de mesure du champ ou du DAS le plus élevé pour chaque bande de fréquences et chaque modulation.
- 5) Référence aux limites d'exposition et à une déclaration de conformité, ou bien limites d'exposition et déclaration de conformité.

d) Lorsque des informations exclusives ont été utilisées pour déterminer les configurations d'essai, incluses ou exclues, cela doit être mentionné. Il convient d'inclure une brève description des informations utilisées, par exemple un tableau des phases et des amplitudes pertinentes pour les antennes à filtrage spatial.

10.3 Éléments supplémentaires à inclure pour les mesures d'évaluation

a) Système de mesure:

- 1) Description des principaux composants du système de mesure, y compris la sonde, l'électronique de lecture, et tout autre composant pertinent. Justification et description du réglage des paramètres du système de mesure lorsque celui-ci a une incidence directe sur les résultats.
- 2) Pour la ou les sondes utilisées, inclure les paramètres suivants (pour les mesures de champ et, le cas échéant, pour les mesures de gradient):
 - i) dimensions;
 - ii) isotropie;
 - iii) résolution spatiale;
 - iv) plage dynamique; et
 - v) erreur de linéarité.
- 3) Données d'étalonnage pour les composants pertinents.
- 4) Description des algorithmes de post-traitement.
- 5) Conditions d'environnement (par exemple température).

- 6) Résultats de la vérification du système par rapport aux valeurs cibles (vérification relative du système):
 - i) résultats de mesure pour chaque fréquence;
 - ii) écart par rapport aux valeurs cibles;
 - iii) description de la source.
- 7) Résultats de la vérification du système par rapport aux valeurs numériques cibles (vérification absolue du système):
 - i) résultats de mesure pour chaque bande de fréquences;
 - ii) écart par rapport à la valeur cible;
 - iii) description de la source de rayonnement.
- b) Estimation d'incertitude pour la vérification relative du système, la vérification absolue du système, la validation du système:
 - 1) Inclure les valeurs d'incertitude de mesure.
 - 2) Tout autre élément pertinent.
- c) Informations concernant la méthode de mesure:
 - 1) Description de la ou des procédures de validation.
 - 2) Résultats des calculs, mesurages et autres évaluations effectués par le concepteur de la méthode afin de valider la méthode de mesure.
 - 3) Description de la source et distribution du champ incident.
 - 4) Plage de configurations de fonctionnement, de conditions d'exposition et de distributions de champ.
 - 5) Incertitude.

10.4 Éléments supplémentaires à inclure pour les évaluations numériques et les évaluations combinées numériques et de mesure

- a) Développement du modèle du DUT:
 - 1) vue d'ensemble des parties du DUT qui sont incluses ou exclues du modèle, et justification relative aux parties exclues;
 - 2) description de la modélisation des sources;
 - 3) liste des propriétés diélectriques et magnétiques des matériaux inclus dans le modèle numérique, avec des références ou une justification de leurs valeurs si aucune référence appropriée n'est disponible;
 - 4) paramètres de simulation, comme la résolution du maillage, les critères de convergence, les dimensions du domaine de calcul, les conditions aux limites.
- b) Validation du modèle du DUT (évaluations numériques uniquement):
 - 1) description des essais qui ont été réalisés et justification de leur choix;
 - 2) instrumentation de mesure;
 - 3) configuration de mesure et protocole;
 - 4) comparaison tabulaire et graphique des résultats mesurés et simulés, y compris une déclaration relative à l'applicabilité du modèle du DUT pour l'évaluation des champs;
 - 5) bilans d'incertitude de mesure et numérique pour la validation du modèle du DUT.
- c) Essais réalisés et résultats:
 - 1) description des essais réalisés (positions, etc.);
 - 2) normalisation appliquée des résultats calculés à la sortie du DUT;
 - 3) résultats par rapport à l'évaluation de conformité.
- d) Bilan d'incertitude de l'évaluation globale de l'exposition, y compris la documentation particulière de l'évaluation de la contribution à l'incertitude, si cela est exigé conformément aux paragraphes correspondants du 9.3.

Annexe A (normative)

Évaluations de l'exposition à l'aide d'approximations

A.1 Limite de courant pour une bobine WPT

Pour le calcul de l'amplitude du courant I_{mp} à laquelle la limite du champ B est atteinte, une distance minimale fixe d_0 de 10 mm entre la personne exposée et les enroulements de la bobine est admise par hypothèse. Le champ H à d_0 est évalué à l'aide de la Formule (A.1).

$$H(I_0, r, n) = \frac{nI_0}{2\pi d_0} e^{\frac{r_0}{r}} \quad (\text{A.1})$$

où

I_0 est le courant de la bobine par spire;

n est le nombre de spires;

r est le rayon maximal de la bobine (ou la moitié des dimensions maximales des bobines non circulaires);

r_0 est une constante de 21,5 mm;

d_0 est une distance fixe de 10 mm.

La Formule (A.1) est une approximation de la solution exacte au problème du champ magnétique, qui évite l'évaluation par calcul numérique de la loi de Biot-Savart.

La Figure A.1 montre une comparaison du champ H calculé avec Biot-Savart à la Formule (A.1) pour des rayons de bobine compris entre 50 mm et 500 mm. Dans cette plage, l'écart entre l'approximation et la solution obtenue avec Biot-Savart est inférieur à 0,25 dB. La limite de courant à laquelle la limite du champ B est atteinte peut être obtenue par une simple inversion de la Formule (A.1) et est donnée par la Formule (1) du 5.2.2.

Tandis que l'approche peut être considérée comme prudente pour la quantification de l'exposition à des distances de la bobine supérieures à d_0 , il convient de tenir compte des limitations suivantes.

- Pour les bobines qui comportent de nombreux enroulements le long de leur axe ou des enroulements coaxiaux autour de leur axe, les champs au-dessus et au-dessous de la bobine (c'est-à-dire le long de l'axe z pour les rayons inférieurs ou égaux au rayon de la bobine) peuvent être présumés supérieurs aux champs à distance radiale croissante par rapport à l'enroulement le plus externe. Ces champs ne sont pas pris en compte.
- La distance minimale est fixe. L'approche ne s'applique pas si d_0 est inférieure à 10 mm.
- Une seule et unique bobine (par exemple, la bobine d'émission ou la bobine de réception) est prise en compte. Il est admis par hypothèse que les champs en provenance d'autres bobines dans l'environnement ont suffisamment décliné.

Si ces limitations empêchent l'application de la Formule (A.1), le champ incident peut être calculé en évaluant l'équation de Biot-Savart.

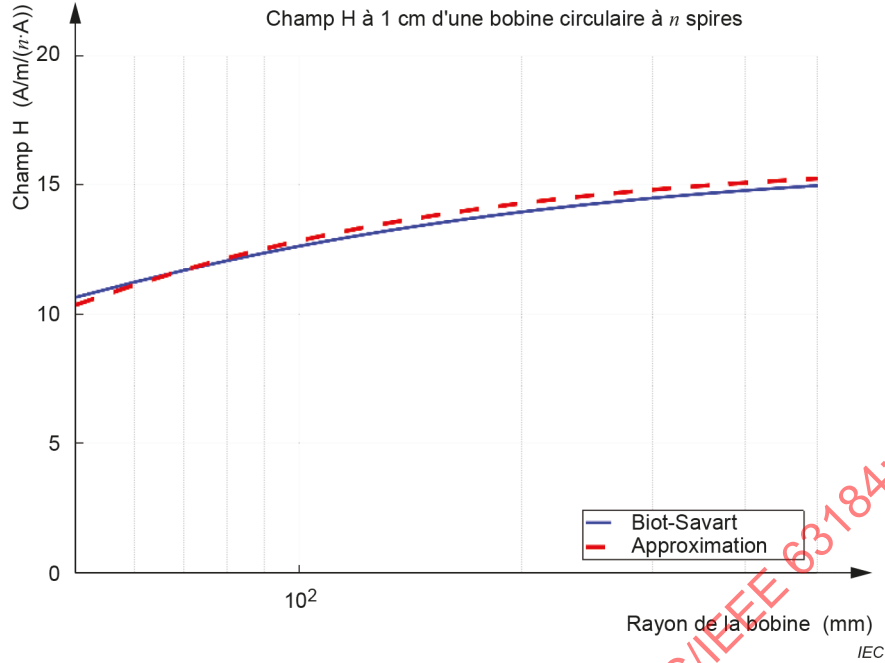


Figure A.1 – Comparaison du champ H avec un nombre de spires n à 1 cm d'une bobine circulaire calculé avec Biot-Savart à l'approximation de la Formule (A.1)

A.2 Grandeurs de champ induites pour comparaison aux restrictions de base

Au-dessus de 10 MHz, la limite supérieure de l'exposition maximale dans l'espace d'un dispositif peut être caractérisée par la puissance d'émission maximale $P_{\max}$, à condition qu'il puisse être démontré que le couplage au corps n'est pas meilleur qu'avec la bobine de réception, à l'aide de la Formule (A.2).

$$P_{\max} = SAR_{BR} \times m \quad (\text{A.2})$$

où

SAR_{BR} est la restriction de base du psSAR (Tableau 1);

m est la masse d'intégration.

Pour les fréquences comprises entre 3 kHz et 10 MHz et pour les WPT inductifs, les niveaux de champ induit et le DAS peuvent être calculés de façon analytique pour une géométrie et des courants de boucle connus ([45], [46]) à l'aide de la Formule (A.3), la Formule (A.4) et la Formule (A.5):

$$E = \left(\frac{NM\omega I}{2\pi R} \right) \quad (\text{A.3})$$

$$J = \sigma \left(\frac{NM\omega I}{2\pi R} \right) \quad (\text{A.4})$$

$$SAR = \frac{J^2}{\rho\sigma} = \frac{\sigma}{\rho} \left(\frac{NM\omega I}{2\pi R} \right)^2 \quad (\text{A.5})$$

où

N est le nombre de spires dans la bobine d'émission;

I est la valeur efficace du courant dans la bobine;

ω est la pulsation;

M est l'inductance mutuelle entre la bobine et le trajet du courant induit à l'intérieur du corps ou du fantôme;

ρ est la masse volumique du milieu équivalent au tissu en kg/m³.

L'inductance mutuelle peut être calculée à l'aide de la Formule (A.6):

$$M = \mu_0 \sqrt{Rr} \left\{ \left(\frac{2}{\kappa} - \kappa \right) K(\kappa) - \frac{2}{\kappa} E(\kappa) \right\} \quad (\text{A.6})$$

avec l'argument κ selon la Formule (A.7):

$$\kappa = \frac{2\sqrt{Rr}}{\sqrt{(R+r)^2 + d^2}} \quad (\text{A.7})$$

où

r est le rayon de la bobine, en m;

d est la distance entre la bobine et le corps, en m;

R est le rayon des courants induits dans le corps ou le fantôme;

$K(\kappa)$, $E(\kappa)$ sont les intégrales elliptiques complètes de premier et de second ordre [45], [46].

NOTE La valeur de R dépend des dimensions du corps exposé, de la partie du corps ou du fantôme. Elle peut habituellement varier de 50 mm, par exemple pour la paume de la main, à 300 mm pour l'axe le plus long du fantôme plat spécifié dans l'IEC/IEEE 62209-1528:2020. Pour une configuration spécifique, R est déterminé sur un intervalle compris entre zéro et la taille du corps (ou du fantôme) pour maximiser M . La valeur de R ne dépasse pas les dimensions maximales de la section du corps exposé ou du fantôme dans lequel les courants sont induits.

La mesure induite peut être comparée aux limites de la restriction de base correspondante afin de déterminer l'exposition.

Pour l'application de la Formule (A.3), de la Formule (A.4) et de la Formule (A.5), des conditions quasi statiques (7.2) s'appliquent. Des limitations et considérations supplémentaires sont spécifiées dans les alinéas suivants.

Conformément aux comparaisons avec les solutions de calcul, il peut être admis par hypothèse que la Formule (A.3), la Formule (A.4) et la Formule (A.5) sont valables pour des rayons de bobine inférieurs à la moitié de la largeur du fantôme de corps exposé. Une validation des rayons inférieurs ou égaux à 75 mm a été effectuée dans [46]. Il convient de noter que les résultats de calcul donnés dans [45] montrent une augmentation régulière de la valeur J induite et du psSAR sur 10 g par rapport à la Formule (A.4) et à la Formule (A.5), qui peut atteindre un ordre de grandeur de 3 dB à une distance de 200 mm. Il convient par conséquent de limiter l'application de l'approche donnée ici à cette distance.

A.3 Facteur d'amélioration ou de couverture

L'évaluation étant réalisée pour des fantômes de corps homogènes comme cela est défini dans l'IEC/IEEE 62209-1528, un facteur d'amélioration ou de couverture supplémentaire peut être appliqué afin de tenir compte des améliorations du champ E induit dues aux contrastes diélectriques des tissus non homogènes [46]. Aucune correction n'est nécessaire pour la valeur J induite et le psSAR [46], car ces valeurs sont déjà prudentes dans le fantôme homogène.

NOTE Selon les réglementations nationales applicables, pour le champ E induit, ce facteur est égal ou supérieur à un, comme cela est déterminé dans [35].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC/IEEE 63184:2025

Annexe B (normative)

Méthodes d'étalonnage

B.1 Généralités

La présente Annexe B spécifie des méthodes d'étalonnage des sondes de champ E et de champ H ainsi que des sondes dosimétriques (champ E interne et DAS), respectivement. La méthode d'étalonnage des sondes de champ E et de champ H spécifiée dans la présente Annexe B est fondée sur la Méthode B de l'IEEE 1309-2013 [47], qui applique les champs calculés, c'est-à-dire que la sonde en étalonnage est placée dans un champ de référence, qui est calculé selon la géométrie du générateur de champ et des paramètres d'entrée mesurés du générateur de champ.

NOTE La limite de fréquence inférieure de l'IEEE 1309-2013 [47] est de 9 kHz, ce qui est supérieur à la limite de fréquence inférieure du présent document. Comme les procédures de l'IEEE 1309-2013 [47] (récapitulées dans la Méthode B) appliquent les champs calculés pour les bobines d'Helmholtz et les cellules TEM, elles n'ont pas de limite de fréquence inférieure théorique et peuvent donc être appliquées à des fréquences inférieures à 9 kHz.

Pour les sondes dosimétriques, les procédures d'étalonnage spécifiées dans l'IEC/IEEE 62209-1528 peuvent être utilisées. Ci-après, la sonde en étalonnage correspond au dispositif en essai (DUT).

Les sondes doivent être étalonnées par le fabricant ou par un laboratoire compétent, par exemple, comme cela est spécifié dans l'ISO/IEC 17025 [48], conformément aux spécifications de la présente Annexe B.

B.2 Étalonnage du champ E et du champ H

B.2.1 Méthodes normalisées de production de champs

Le Tableau B.1 répertorie les dispositifs et configurations utilisés dans la méthode d'étalonnage proposée pour produire un champ électrique (champ E) et un champ magnétique (champ H) normalisés pour les étalonnages. Les dispositifs de production de champs sont classés en fonction de leur utilisation, c'est-à-dire étalonnage dans le domaine fréquentiel, dans le domaine temporel, ou les deux, et de la plage de fréquences d'applicabilité. Il convient de consulter les documents référencés dans le Tableau B.1 pour obtenir les détails non inclus dans le présent document.

**Tableau B.1 – Configurations de production de champs EM
pour l'étalonnage des sondes et capteurs**

Type de champ	Utilisation ^a	Production de champs	Référence croisée	Procédure
H, E	F, T	Cellule TEM	IEEE C95.3 [49]; IEEE 1309-2013 [47]	B.2.3.1
H	F, vérification du gradient	Bobine d'Helmholtz	IEEE C95.3 [49]; IEEE 1309-2013 [47] IEC 61786-1	B.2.3.2
E	F, T	Plaque parallèle	IEEE 1309-2013 [47] IEC 61786-1	B.2.4.1
^a T = temps, F = fréquence				

B.2.2 Caractéristiques à mesurer

B.2.2.1 Paramètres d'étalonnage dans le domaine fréquentiel

B.2.2.1.1 Généralités

Dans le domaine fréquentiel, les paramètres à étalonner pour les champs E et H sont spécifiés ci-après.

B.2.2.1.2 Réponse en fréquence

L'étalonnage peut être effectué à une ou plusieurs fréquences, en fonction de l'application (voir l'Annexe A de l'IEEE 1309-2013 [47]).

B.2.2.1.3 Plage dynamique

L'étalonnage peut être effectué pour un ou plusieurs champs en fonction de l'application prévue (voir l'Annexe A de l'IEEE 1309-2013 [47] pour des exemples d'applications).

B.2.2.1.4 Isotropie

La réponse isotrope est généralement mesurée en anisotropie (*A*). Selon l'IEEE Std 1309-2013 [47], elle est déterminée comme l'écart maximal par rapport à la moyenne géométrique de la réponse maximale et de la réponse minimale. L'anisotropie est donc déterminée à l'aide de la Formule (B.1):

$$A = \max \left[20 \lg \left(\frac{F_{\max}}{\sqrt{F_{\max} F_{\min}}} \right), 20 \lg \left(\frac{F_{\min}}{\sqrt{F_{\max} F_{\min}}} \right) \right] \text{ dB} \quad (\text{B.1})$$

où *F* est exprimé en unités de champ.

B.2.2.2 Paramètres d'étalonnage dans le domaine temporel

B.2.2.2.1 Généralités

Dans le domaine temporel, les paramètres à étalonner pour le champ E et le champ H sont spécifiés du B.2.2.2.2 au B.2.2.2.4.

B.2.2.2.2 Amplitude

L'étalonnage de l'amplitude correspond à l'étalonnage de la sensibilité du capteur ou de la sonde, qui représente la fonction de transfert du capteur pour convertir une composante de champ EM en un signal électrique. La sensibilité d'un capteur est normalement spécifiée, et l'écart de la réponse réelle du capteur par rapport à sa valeur spécifiée doit être étalonné.

B.2.2.2.3 Plage dynamique

L'étalonnage peut être effectué pour un ou plusieurs champs, en fonction de l'application. L'Annexe A de l'IEEE 1309-2013 [47] fournit des exigences relatives à la spécification des niveaux d'étalonnage et au choix des amplitudes d'étalonnage.

B.2.2.2.4 Temps de montée

Le temps de montée est défini comme la durée de la première transition dans une forme d'onde pulsée. Le temps de montée pour 10 % à 90 % de l'amplitude du signal doit être mesuré à l'aide d'un système d'instrumentation dont le temps de montée est au moins cinq fois plus rapide que le temps de réponse du capteur étalonné. Si cette configuration n'est pas possible, alors le temps de réponse du système d'instrumentation doit être au moins aussi rapide que le temps de réponse du capteur, et des techniques de déconvolution doivent être utilisées pour déterminer le temps de montée du capteur (voir, par exemple, [50]).

B.2.3 Étalonnage dans le domaine fréquentiel

B.2.3.1 Réponse en fréquence

B.2.3.1.1 Généralités

La configuration de production de champs H et de champs E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence est représentée à la Figure B.1. Les dispositifs utilisés dans la configuration sont spécifiés dans le Tableau B.2. Avant l'étalonnage, le couplage croisé entre les champs E et les champs H est caractérisé.

Afin de caractériser électriquement la cellule TEM, il convient de suivre les suggestions données à l'Annexe B de l'IEEE 1309-2013 [47]. Outre l'orientation par rapport au champ, il convient de placer le DUT à l'intérieur de la cellule TEM dans la zone où l'homogénéité du champ est la plus élevée.

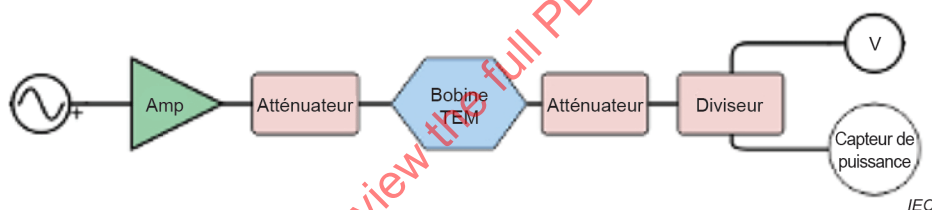


Figure B.1 – Configuration de production de champs H et de champs E pour l'étalonnage des sondes

Tableau B.2 – Principaux composants des configurations de production de champs H et de champs E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence

Élément	Description
Source de tension (Symbole ~)	À choisir en fonction de la tension cible
Amp	Amplificateur à choisir en fonction du champ H ou du champ E maximal cible, ou des deux
Cellule TEM	Source des champs de référence
Capteur de puissance	À choisir en fonction de la puissance cible
V	Voltmètre
Atténuateur et diviseur	À choisir en fonction de la puissance cible

B.2.3.1.2 Procédure

- Placer la sonde à l'intérieur de la cellule TEM, l'un des axes du capteur étant aligné sur le champ H ou le champ E.
- Vérifier que la sonde ne déforme pas le champ d'étalonnage incident.
- Régler la source de tension à la fréquence f_k .
- Régler l'amplitude de la source de tension de manière à atteindre le champ cible souhaité.
- Enregistrer la puissance exacte du capteur de puissance et la corrélérer au champ de référence réel dans la cellule TEM (H_{TEM} , E_{TEM}).
- Collecter le champ H et le champ E mesurés du DUT T (H_{DUT} et E_{DUT} , respectivement).
- Comparer la sortie du capteur H_{DUT} au champ de référence H_{TEM} ou la sortie du capteur E_{DUT} au champ de référence E_{TEM} .
- Effectuer un balayage logarithmique sur la fréquence. Dans chaque décade du balayage, la fréquence doit être augmentée selon les facteurs suivants: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Répéter la procédure pour les deux autres axes.
- En cas de capteurs multiples, répéter la procédure pour chaque capteur du DUT.
- Consigner l'écart maximal $H_{\text{DUT}}/H_{\text{TEM}}$ et $E_{\text{DUT}}/E_{\text{TEM}}$ en fonction de la fréquence.

B.2.3.1.3 Incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence

Le Tableau B.3 donne un modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence.

Tableau B.3 – Modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Système à réponse en fréquence								
1	Variation du champ de la cellule TEM		rect.	$\sqrt{3}$		1		
2	Atténuation de la cellule TEM		rect.	$\sqrt{3}$		1		
3	Homogénéité du champ		rect.	$\sqrt{3}$		1		
4	Précalcul du champ H		norm.	1		1		
Sonde								
5	Anisotropie de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
6	Linéarité dynamique de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
7	Sensibilité aux champs E parasites (pour l'étalonnage du champ H) ou aux champs H (pour l'étalonnage du champ E)		rect.	$\sqrt{3}$		1		
8	Moyennage dans l'espace		rect.	$\sqrt{3}$		1		
9	Détection du gradient		rect.	$\sqrt{3}$		1		
10	Limite de détection		rect.	$\sqrt{3}$		1		
11	Électronique de lecture		norm.	1		1		
12	Temps de réponse		norm.	1		1		
13	Formatage, filtrage, conditionnement du signal		norm.	1		1		
14	Position de la sonde		norm.	1		1		
Procédure								
15	Position nominale		rect.	$\sqrt{3}$		1		
16	Répétabilité		norm.	1		1		
17	Post-traitement		rect.	$\sqrt{3}$		1		

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Instrumentation								
18	Étalonnage du capteur de puissance		norm.	1		1		
19	Linéarité du capteur de puissance		rect.	$\sqrt{3}$		1		
20	SNR du capteur de puissance		rect.	$\sqrt{3}$		1		
21	Incertitude de l'atténuateur ou du diviseur		rect.	$\sqrt{3}$		1		
22	Incertitude de désadaptation		rect.	$\sqrt{3}$		1		
23	Distorsion harmonique à large bande		rect.	$\sqrt{3}$		1		
Incertitude composée ($k = 1$)			RSS					
Incertitude élargie ($k = 2$)								

B.2.3.2 Plage dynamique du champ H

B.2.3.2.1 Généralités

La linéarité de chaque capteur de champ H de la sonde est mesurée sur l'ensemble de la plage dynamique. La Figure B.2 représente la configuration de production du champ H pour l'étalonnage de la plage dynamique, dont les principaux composants sont spécifiés dans le Tableau B.4.



Figure B.2 – Configuration de production du champ H pour l'étalonnage de la plage dynamique

Tableau B.4 – Principaux composants de la configuration de production du champ H pour l'étalonnage de la plage dynamique

Élément	Description
Source de tension (Symbole ~)	Choisie en fonction de la tension cible
Amp	Amplificateur à choisir en fonction du champ H ou du champ E maximal cible, ou des deux
Bobine	Source de champ magnétique (MFS, <i>Magnetic Field Source</i>), par exemple bobine d'Helmholtz
Shunt	Résistance de shunt étalonnée à choisir de manière à atteindre le champ H cible maximal
V	Sonde de tension différentielle

B.2.3.2.2 Procédure

- Placer le DUT au centre de la MFS, l'un des axes du capteur étant aligné sur l'axe de la MFS.
- Régler le générateur à la fréquence choisie.
- Balayer l'amplitude du champ H sur la plage dynamique à étalonner. Pour chaque décade du balayage, l'amplitude doit être augmentée selon les facteurs suivants: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Collecter H_{DUT} et E_{DUT} à partir de chaque axe du capteur.
- Déterminer l'écart maximal par rapport à la linéarité de H_{DUT}/H_{MFS} pour chaque axe du capteur.
- Répéter la procédure pour chaque capteur du DUT.
- Diaphonie E/H: déterminer le rapport maximal entre la sensibilité de H_{DUT} et E_{DUT} à partir de toutes les mesures collectées à l'étape d).

B.2.3.2.3 Incertitude de l'étalonnage de la plage dynamique du champ H

Le Tableau B.5 donne un modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la gamme dynamique du champ H.

Tableau B.5 – Modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la plage dynamique du champ H

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Système à plage dynamique								
1	Variation du champ de la bobine d'Helmholtz résonnante		rect.	$\sqrt{3}$		1		
2	Atténuation de la cellule de la bobine d'Helmholtz résonnante		rect.	$\sqrt{3}$		1		
3	Homogénéité du champ		rect.	$\sqrt{3}$		1		
4	Précalcul du champ H		norm.	1		1		
Sonde								
5	Anisotropie de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
6	Linéarité dynamique de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
7	Sensibilité aux champs E parasites		rect.	$\sqrt{3}$		1		
8	Moyennage dans l'espace		rect.	$\sqrt{3}$		1		
9	Détection du gradient		rect.	$\sqrt{3}$		1		
10	Limite de détection		rect.	$\sqrt{3}$		1		
11	Électronique de lecture		norm.	1		1		
12	Temps de réponse		norm.	1		1		
13	Formatage, filtrage, conditionnement du signal		norm.	1		1		
14	Position de la sonde		norm.	1		1		
Procédure								
15	Position nominale		rect.	$\sqrt{3}$		1		
16	Répétabilité		norm.	1		1		
17	Post-traitement		rect.	$\sqrt{3}$		1		
Incertitude composée ($k = 1$)			RSS					
Incertitude élargie ($k = 2$)								

B.2.3.3 Isotropie de mesure du champ H

B.2.3.3.1 Généralités

L'isotropie du DUT est estimée dans un champ homogène pour la plage étalonnée. L'isotropie est déterminée en mesurant l'écart de la sortie du capteur du DUT par rapport à la cible, lors de la rotation du DUT autour de son axe principal de 0° à 360° par pas de 15°.

L'incertitude est estimée en déterminant le rapport entre la valeur maximale et la moyenne et entre la valeur minimale et la moyenne du champ H mesuré lors de la rotation pour les deux cas. La valeur maximale de ce rapport correspond à l'incertitude en prenant pour hypothèse une distribution rectangulaire.

B.2.3.3.2 Procédure

- Placer la sonde avec l'axe de symétrie principal aligné sur le champ, c'est-à-dire à un angle polaire de 0°.
- Régler la fréquence et l'amplitude du générateur.
- Balayer l'angle azimutal entre 0° et 360° par pas de 15°.
- L'isotropie est l'écart maximal de H_{DUT} par rapport à la cible, comparée à la valeur cible pour tous les angles.

B.2.4 Étalonnage du champ E

B.2.4.1 Réponse en fréquence (approche alternative)

B.2.4.1.1 Généralités

Une alternative à la cellule TEM pour l'étalonnage de la réponse en fréquence du capteur de champ E est représentée à la Figure B.3. Les dispositifs utilisés dans la configuration sont spécifiés dans le Tableau B.6.

Les sondes ne sont pas étalonnées pour le mesurage du gradient de champ E.

NOTE Le DAS induit par les sources à couplage capacitif décroît rapidement jusqu'à la quatrième puissance de la distance. Le champ E directement à la surface du corps contribue principalement à l'exposition, tandis que la contribution des champs E à l'intérieur du corps peut être négligée [25]. Par conséquent, le champ E à l'intérieur du corps, qui est pris en compte par l'évaluation du gradient de champ, n'est pas exigé pour l'évaluation de l'exposition.

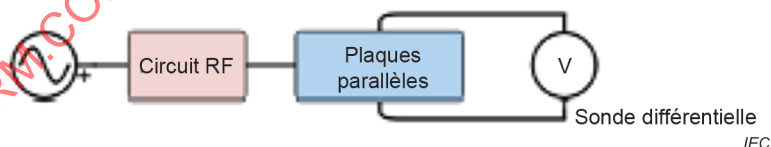


Figure B.3 – Configuration de production du champ E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence

Tableau B.6 – Principaux composants de la configuration de production du champ E pour l'étalonnage de la réponse en fréquence

Élément	Description
Source de tension (Symbole ~)	Choisie en fonction de la tension cible
Circuit RF	Production d'une tension entièrement différentielle
Plaques parallèles	Source de champ E
V	Sonde de tension différentielle

B.2.4.1.2 Procédure

- Placer le DUT au centre des plaques parallèles, l'un des axes étant aligné sur la direction du champ E de référence (E_{PP}).
- Régler la fréquence du générateur.
- Mesurer la tension à travers les plaques parallèles.
- Effectuer un balayage logarithmique sur la fréquence. Dans chaque décade du balayage, la fréquence doit être augmentée selon les facteurs suivants: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Collecter E_{DUT} et H_{DUT} .
- Déterminer les paramètres de réponse en fréquence: E_{DUT}/E_{PP} .
- Répéter la procédure pour les deux autres axes.
- Répéter la procédure pour chaque capteur de champ E du DUT.
- Diaphonie E/H: rapport maximal entre la sensibilité à E_{DUT} et H_{DUT} à partir de tous les points de fréquence soumis à l'essai pour tous les capteurs.

B.2.4.1.3 Incertitude de la réponse en fréquence du champ E

Le Tableau B.7 donne un modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence du champ E.

Tableau B.7 – Modèle pour l'incertitude de l'étalonnage de la réponse en fréquence du champ E

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Système à réponse en fréquence								
1	Variation du champ des plaques parallèles		rect.	$\sqrt{3}$		1		
2	Atténuation du champ des plaques parallèles		rect.	$\sqrt{3}$		1		
3	Homogénéité du champ		rect.	$\sqrt{3}$		1		
4	Précalcul du champ E		norm.	1		1		
Sonde								
5	Anisotropie de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
6	Linéarité dynamique de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
7	Sensibilité aux champs H parasites		rect.	$\sqrt{3}$		1		
8	Moyennage dans l'espace		rect.	$\sqrt{3}$		1		
9	Détection du gradient		rect.	$\sqrt{3}$		1		
10	Limite de détection		rect.	$\sqrt{3}$		1		
11	Électronique de lecture		norm.	1		1		
12	Temps de réponse		norm.	1		1		
13	Formatage, filtrage, conditionnement du signal		norm.	1		1		
14	Position de la sonde		norm.	1		1		
Procédure								
15	Position nominale		rect.	$\sqrt{3}$		1		
16	Répétabilité		norm.	1		1		
17	Post-traitement		rect.	$\sqrt{3}$		1		

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(v)$	v_i
Instrumentation								
18	Étalonnage du capteur de tension		norm.	1		1		
19	Dynamique du capteur de tension		rect.	$\sqrt{3}$		1		
20	Réponse en fréquence du capteur de tension		rect.	$\sqrt{3}$		1		
Incertitude composée ($k = 1$)			RSS					
Incertitude élargie ($k = 2$)								

B.2.4.2 Plage dynamique

B.2.4.2.1 Généralités

La configuration de production de champs E pour l'étalonnage de la plage dynamique est représentée à la Figure B.4. Les dispositifs utilisés dans la configuration sont spécifiés dans le Tableau B.8.

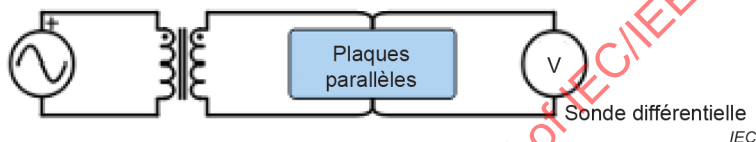


Figure B.4 – Configuration de production de champs E pour l'étalonnage de la plage dynamique

Tableau B.8 – Principaux composants de la configuration de production de champs E pour l'étalonnage de la plage dynamique

Élément	Description
Source de tension	Choisie en fonction de la tension cible
Transformateur	Amplification de tension
Source de champ E	Plaques parallèles
Capteur de tension	Sonde de tension différentielle
Plaques parallèles	Source de champ E

B.2.4.2.2 Procédure

- Placer le DUT au centre des plaques parallèles, l'un des axes du capteur étant aligné sur la direction du champ E de référence (E_{PP})
- Régler le générateur à la fréquence choisie.
- Balayer l'amplitude E_{PP} de référence sur la plage dynamique à étalonner. Pour chaque décade du balayage, l'amplitude doit être augmentée selon les facteurs suivants: 1,00, 1,25, 1,60, 2,00, 2,50, 3,20, 4,00, 5,00, 6,30, 8,00, 10,00.
- Collecter H_{DUT} et E_{DUT} .
- Déterminer l'écart par rapport à la linéarité de E_{DUT}/E_{PP} .
- Répéter la procédure pour les deux autres axes.
- Répéter la procédure pour chaque capteur de champ E du DUT.
- Diaphonie E/H: rapport maximal entre la sensibilité de E_{DUT} et H_{DUT} à partir de tous les points.

B.2.4.2.3 Incertitude de la plage dynamique du champ E

Le Tableau B.9 donne un modèle pour l'incertitude de la plage dynamique du champ E.

Tableau B.9 – Modèle pour l'incertitude de la plage dynamique du champ E

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Système à plage dynamique								
1	Variation du champ des plaques parallèles		rect.	$\sqrt{3}$		1		
2	Atténuation du champ des plaques parallèles		rect.	$\sqrt{3}$		1		
3	Homogénéité du champ		rect.	$\sqrt{3}$		1		
4	Précalcul du champ E		norm.	1		1		
Sonde								
5	Anisotropie de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
6	Linéarité dynamique de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
7	Sensibilité aux champs H parasites		rect.	$\sqrt{3}$		1		
8	Moyennage dans l'espace		rect.	$\sqrt{3}$		1		
9	Détection du gradient		rect.	$\sqrt{3}$		1		
10	Limite de détection		rect.	$\sqrt{3}$		1		
11	Électronique de lecture		norm.	1		1		
12	Temps de réponse		norm.	1		1		
13	Formatage, filtrage, conditionnement du signal		norm.	1		1		
14	Position de la sonde		norm.	1		1		
Procédure								
15	Position nominale		rect.	$\sqrt{3}$		1		
16	Répétabilité		norm.	1		1		
17	Post-traitement		rect.	$\sqrt{3}$		1		
Incertitude composée ($k = 1$)			RSS					
Incertitude élargie ($k = 2$)								

B.2.4.3 Isotropie de mesure du champ E

B.2.4.3.1 Généralités

L'isotropie du DUT est estimée dans un champ homogène. L'isotropie est déterminée en mesurant l'écart de la sortie du capteur du DUT par rapport à la cible, lors de la rotation du DUT autour de son axe principal de 0° à 360° par pas de 15°. La configuration pour l'étalonnage de la plage dynamique est utilisée.

B.2.4.3.2 Procédure

- Placer le DUT avec l'axe de symétrie principal aligné sur le champ, c'est-à-dire à un angle polaire de 0°.
- Régler le générateur à la fréquence et à l'amplitude souhaitées.
- Balayer un angle azimutal entre 0° et 360° par pas de 15°.
- L'isotropie est l'écart maximal de E_{DUT} par rapport à la valeur E_{pp} cible, comparée à la moyenne sur tous les angles.

B.3 Vérification de la réponse en gradient

B.3.1 Généralités

Le présent Article B.3 spécifie la vérification des sondes de champ utilisées pour le mesurage du gradient de champ, qui sont exigées pour l'évaluation de l'exposition conformément au 5.2.4.3.

La réponse en gradient doit être vérifiée au moyen d'une source de champ de gradient magnétique bien spécifiée (Tableau B.1). Le gradient de champ magnétique mesuré doit être comparé à la solution numérique ou analytique.

B.3.2 Vérification du gradient de champ H: étapes principales

- Un modèle de calcul pour une ou plusieurs des bobines de référence (Tableau B.1) est établi, et le champ H est enregistré avec un pas dr constant, en commençant à 5 mm du fil de la bobine et en s'éloignant de la source.
- Le gradient (G_{REF}) à chaque étape est estimé de manière analytique à l'aide de la Formule (B.2):

$$G_{REF} = \frac{1}{0,5 dr} (B_{max} - B_{min}) \times (B_{max} + B_{min}) \quad (B.2)$$

- Les mesures du champ H produit par la bobine de référence avec le DUT sont collectées aux mêmes distances que celles utilisées dans la simulation. Le DUT estime le gradient (G_{DUT}) à chaque étape.
- G_{DUT} est comparé à G_{REF} pour $G_{REF} < 1 \text{ T/m/T}$ et $G_{REF} > 80 \text{ T/m/T}$.

B.3.3 Incertitude de la vérification du gradient de champ H

Le Tableau B.10 donne un modèle pour l'incertitude de la vérification du gradient de champ H.

Tableau B.10 – Modèle pour l'incertitude de la vérification du gradient de champ H

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
Système de vérification du gradient								
1	Variation du champ de la bobine		rect.	$\sqrt{3}$		1		
2	Atténuation de la cellule de la bobine		rect.	$\sqrt{3}$		1		
3	Homogénéité du champ		rect.	$\sqrt{3}$		1		
4	Précalcul du champ H		norm.	1		1		
Sonde								
5	Anisotropie de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
6	Linéarité dynamique de la sonde		rect.	$\sqrt{3}$		1		
7	Sensibilité aux champs E parasites		rect.	$\sqrt{3}$		1		
8	Moyennage dans l'espace		rect.	$\sqrt{3}$		1		
9	Détection du gradient		rect.	$\sqrt{3}$		1		
10	Limite de détection		rect.	$\sqrt{3}$		1		
11	Électronique de lecture		norm.	1		1		
12	Temps de réponse		norm.	1		1		
13	Formatage, filtrage, conditionnement du signal		norm.	1		1		
14	Position de la sonde		norm.	1		1		

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(v)$	v_i
Procédure								
15	Position nominale		rect.	$\sqrt{3}$		1		
16	Répétabilité		norm.	1		1		
17	Post-traitement		rect.	$\sqrt{3}$		1		
Simulation								
18	Résolution de la grille		rect.	$\sqrt{3}$		1		
19	Modèle et emplacement d'exposition		rect.	$\sqrt{3}$		1		
20	Représentation de la source		norm.	1		1		
21	Convergence		rect.	$\sqrt{3}$		1		
22	Conditions aux limites		rect.	$\sqrt{3}$		1		
23	Post-traitement		rect.	$\sqrt{3}$		1		
Incertitude composée ($k = 1$)			RSS					
Incertitude élargie ($k = 2$)								

B.4 Étalonnage de la sonde dosimétrique

B.4.1 Généralités

La méthode d'étalonnage de la sonde dosimétrique (c'est-à-dire le champ E interne et le DAS) est spécifiée dans l'IEC/IEEE 62209-1528 pour la plage de fréquences comprise entre 4 MHz et 30 MHz; une procédure en deux étapes et une procédure en une étape sont spécifiées. Une méthode d'étalonnage en une étape à l'aide d'une antenne doublet courte est décrite dans [51].

B.4.2 Étalonnage avec des antennes doublets courtes par le biais du facteur d'antenne d'émission

Les antennes de référence utilisées ici sont des antennes doublets courtes conçues pour fonctionner dans le milieu liquide équivalent au tissu approprié.

- Le facteur d'antenne d'émission de l'antenne doublet de référence (voir Figure B.5) est déterminé en fonction de la distance par la méthode à deux antennes, selon le protocole suivant.
 - Positionner les antennes dans le liquide de sorte que les axes de leurs faisceaux principaux soient alignés et à une distance d spécifiée. Les antennes doivent être placées à une distance d'au moins 10 cm des parois du réservoir de liquide.
 - Mesurer les paramètres S entre les antennes en fonction de la distance d .
 - Calculer le facteur de transmission de puissance η par le paramètre S à l'aide de la Formule (B.3):

$$\eta(d) = \frac{|S_{21}(d)|^2}{(1 - |S_{11}(d)|^2)(1 - |S_{22}(d)|^2)} \quad (\text{B.3})$$

où $|S_{21}(d)|$ est le facteur de transmission et $|S_{11}(d)|$ et $|S_{22}(d)|$ sont les coefficients de réflexion de l'antenne d'émission et de l'antenne de réception, respectivement.

4) Le facteur d'antenne d'émission est donné par la Formule (B.4) [52]:

$$F(d) = \left[\frac{\sqrt{\eta(d)}}{K(d)} \right]^{1/2} \quad (\text{B.4})$$

$K(d)$ est donné par la Formule (B.5) et les paramètres associés de la Formule (B.6), de la Formule (B.7) et de la Formule (B.8), en prenant pour hypothèse une distribution du courant de fonction sinusoïdale hyperbolique par morceaux sur l'antenne doublet:

$$K(d) = \frac{1}{16\pi} \left| \left(\frac{\sqrt{\mu_0/\varepsilon}}{[l^e \sinh(\gamma l/2)]^2} \right)^{l/2} \int_{-l/2}^{l/2} e_z(z, l) \sinh[\gamma(l/2 - |z|)] dz \right| \quad (\text{B.5})$$

$$e_z(z, l) = \frac{e^{-\gamma R_1}}{R_1} + \frac{e^{-\gamma R_2}}{R_2} - 2 \cosh(\gamma l/2) \frac{e^{-\gamma R_0}}{R_0} \quad (\text{B.6})$$

$$l^e = \frac{2 \cosh(\gamma l/2) - 1}{\gamma \sinh(\gamma l/2)} \quad (\text{B.7})$$

$$R_0 = \sqrt{d^2 + z^2}, \quad R_1 = \sqrt{d^2 + (z + l/2)^2}, \quad R_2 = \sqrt{d^2 + (z - l/2)^2} \quad (\text{B.8})$$

où

l est la longueur de l'antenne doublet de référence;

$\gamma = \alpha + j\beta$ est la constante de propagation du liquide.

b) Le protocole suivant doit être utilisé pour évaluer les coefficients de sensibilité de la sonde (voir Figure B.6).

- 1) Positionner une antenne dans le liquide équivalent au tissu. L'antenne doit être placée à une distance minimale de 10 cm des parois du réservoir de liquide.
- 2) Connecter une source d'alimentation à l'accès d'entrée de l'antenne de référence. Le champ électrique moyen produit par l'antenne doublet courte $E_{th}^{av}(d)$ dans la région de champ proche est donné par la Formule (B.9):

$$E_{th}^{av}(d) = \left[8 P_{inc} (1 - |\Gamma|^2) \right]^{1/2} F(d) K(d) = \left[8 P_{inc} (1 - |\Gamma|^2) \sqrt{\eta(d)} K(d) \right]^{1/2} \quad (\text{B.9})$$

où

P_{inc} est la puissance incidente;

Γ est le coefficient de réflexion de l'antenne doublet courte.

Il est recommandé de connecter un coupleur bidirectionnel afin de contrôler la puissance d'entrée. Régler la puissance d'entrée de sorte que $E_{th}^{av}(d) \sim 30$ V/m.

- 3) Positionner la sonde dans le liquide de sorte que le centre des détecteurs soit à une distance d de l'antenne.
 - 4) Orienter la sonde de manière à aligner la direction du capteur sur la polarisation de l'antenne de référence.
 - 5) Mesurer la tension $V_{1,\text{meas}}$ au niveau de l'accès de l'antenne d'émission.
 - 6) Le coefficient de sensibilité K_1 de cette antenne est $K_1 = V_{1,\text{meas}} / E_{\text{th}}^{\text{av}}(d)$.
 - 7) Répéter les étapes 4) à 6) pour les deux autres capteurs afin d'évaluer K_2 et K_3 .
- c) En utilisant les coefficients de sensibilité de la sonde, le DAS est déterminé par la Formule (B.10):

$$SAR = \left(\frac{V_{1,\text{meas}}}{K_1} + \frac{V_{2,\text{meas}}}{K_2} + \frac{V_{3,\text{meas}}}{K_3} \right) \quad (\text{B.10})$$

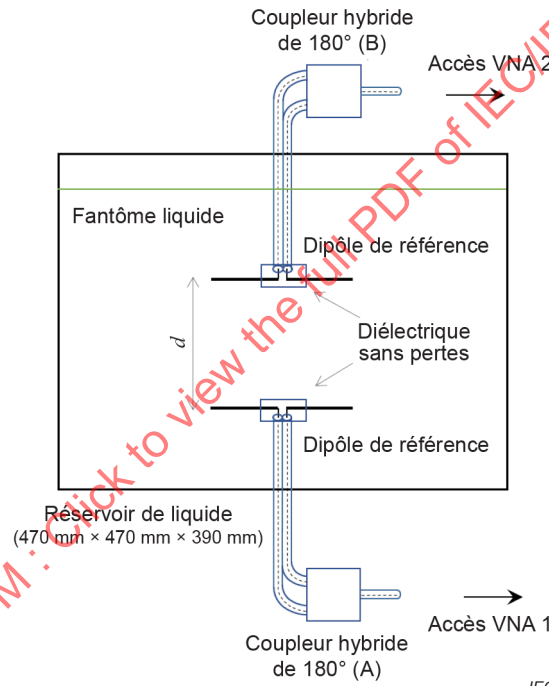


Figure B.5 – Représentation de la configuration d'évaluation du facteur d'antenne d'émission [51]

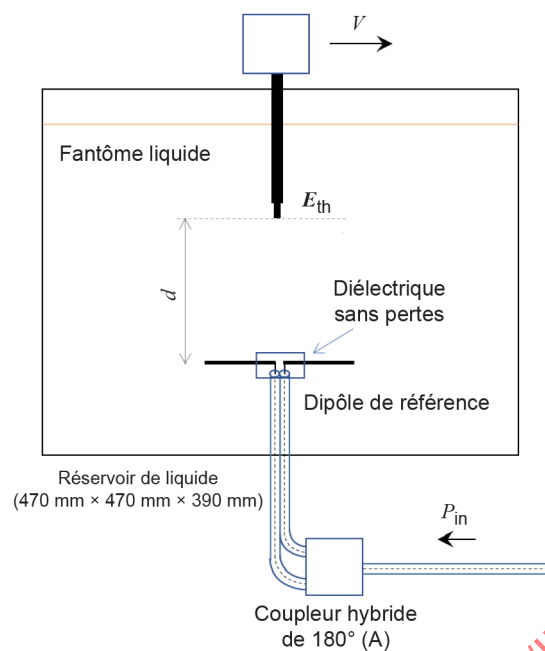


Figure B.6 – Représentation de la configuration d'évaluation des coefficients de sensibilité [51]

B.4.3 Incertitude

Lors de la réalisation d'une analyse d'incertitude de l'étalonnage avec des antennes de référence, les paramètres indiqués dans le Tableau B.11 doivent être pris en compte, au minimum.

Tableau B.11 – Modèle d'incertitude pour l'évaluation du champ électrique interne moyen produit par une antenne doublet courte par le biais du facteur d'antenne d'émission

Élément	Grandeur x_i (source d'incertitude)	Inc.	Loi de probabilité	Div.	$u(x_i)$	c_i	$u_i(y)$	v_i
1	Position de la sonde		rect.	1,73				
2	Longueur de l'antenne		rect.	1,73				
3	Conductivité du liquide		norm.	2				
4	Permittivité du liquide		norm.	2				
5	Facteurs de transmission		rect.	1,73		1		
6	Coefficient de réflexion pour Tx		rect.	1,73				
7	Coefficient de réflexion pour Rx		rect.	1,73				
8	Puissance d'entrée		rect.	1,73		1		
Incertitude composée ($k = 1$)			RSS					
Incertitude élargie ($k = 2$)								

Annexe C (normative)

Méthodes de vérification et de validation des mesures

C.1 Généralités

La présente Annexe C spécifie les procédures de vérification et de validation des systèmes pour permettre aux utilisateurs et aux tiers de vérifier les performances des systèmes et procédures de mesure des champs électriques et magnétiques en appliquant des protocoles bien établis.

- Vérification du système de mesure: procédure qui utilise des sources de référence pour vérifier que le système de mesure est opérationnel et répétable pour les mesures prévues.
- Validation du système de mesure: procédure qui utilise des sources de référence pour valider qu'un système de mesure satisfait aux spécifications en matière d'exactitude, de performances et d'incertitude exigées avant son déploiement ainsi qu'après des modifications apportées aux matériels ou aux logiciels concernés.

Les sources de vérification sont habituellement fournies par le fabricant du système. Elles doivent satisfaire aux exigences énumérées à l'Article C.3. D'autres sources de champ magnétique peuvent être utilisées comme référence à condition qu'elles aient été validées avec une incertitude connue et qu'elles satisfassent aux exigences énumérées au C.3.3. Si le psSAR d'un système WPT est évalué selon les procédures de l'IEC/IEEE 62209-1528, les méthodes de vérification et de validation du système qui y sont spécifiées s'appliquent également.

C.2 Objectif

La vérification du système de mesure fournit une méthode rapide et fiable pour vérifier régulièrement que le système de mesure est opérationnel, sans aucune défaillance des composants du système, notamment des défauts de sonde, des dérives ou des écarts par rapport aux exigences de performance cible. La vérification du système permet également de vérifier la répétabilité du système de mesure avant l'évaluation de l'exposition.

La vérification du système consiste en un mesurage complet à l'aide de sources de référence simples et bien spécifiées. La vérification du système est réussie si les résultats mesurés se situent dans les tolérances établies. Il convient que l'instrumentation et les procédures utilisées pour la vérification du système permettent de s'assurer que le système est prêt pour la réalisation de l'évaluation de l'exposition.

La validation du système de mesure fournit un moyen d'évaluer de manière indépendante le système par rapport aux spécifications et aux incertitudes spécifiées. La validation du système permet de s'assurer que le système de mesure fournit des résultats exacts.

Il convient que les essais de validation couvrent les fréquences et les niveaux d'amplitude et de gradient de champ pris en charge par un système de mesure particulier.

Les dispositifs de validation du système doivent être différents des sources utilisées pour l'étalonnage du système.

C.3 Configuration et procédure de mesure pour la vérification et la validation du système

C.3.1 Généralités

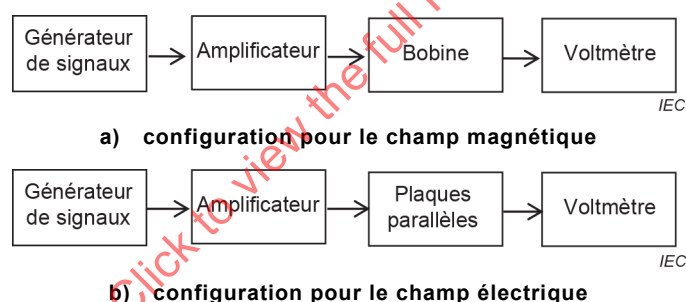
Les configurations d'essai recommandées pour le mesurage des champs magnétiques et électriques sont représentées à la Figure C.1.

Les exigences relatives aux composants utilisés dans la configuration représentée à la Figure C.1 sont spécifiées comme suit.

- Le générateur de signaux et l'amplificateur doivent être stables (après préchauffage). Il convient que le signal envoyé à la source de référence soit suffisamment élevé pour éviter l'influence du bruit de mesure.
- Pour les fréquences inférieures ou égales à 150 kHz, la bobine doit être connectée à une résistance de shunt.

Afin d'éviter des dérives inacceptables de niveau de champ pendant la validation et la vérification du système, l'équipement doit être préchauffé pendant la durée recommandée par le ou les fabricants avant tout mesurage.

Pour la vérification et la validation du système, les valeurs cibles des sources de référence sont préalablement caractérisées, par exemple par le fabricant de ces sources. Les mesures sont normalisées par rapport au courant ou à la tension d'entrée utilisé(e) pour la caractérisation des sources validées.



NOTE La configuration d'essai peut également être intégrée à un seul dispositif.

Figure C.1 – Configurations d'essai recommandées pour la vérification et la validation du système de mesure

C.3.2 Vérification du système de mesure: procédure d'essai

La vérification du système consiste à mesurer les champs magnétiques et électriques à une position spécifique. Les résultats sont normalisés et comparés aux valeurs cibles validées.

La vérification du système est réussie si les deux conditions suivantes sont remplies:

- si la différence entre le niveau de champ mesuré normalisé et la valeur cible validée par calcul est comprise dans l'incertitude combinée de l'incertitude élargie indiquée du système de mesure et de l'incertitude des valeurs cibles (inférieure à 10 %);

NOTE Une tolérance plus faible par rapport aux valeurs cibles s'applique, car l'incertitude est déterminée pour une configuration d'exposition bien définie avec un nombre réduit de composantes d'incertitude. Voir également l'Annexe D de l'IEC/IEEE 62209-1528:2020.

- si, pour les sondes de gradient, la différence entre le gradient cible et le gradient déterminé n'est pas supérieure à l'incertitude correspondante.

La valeur de référence mesurée est déterminée pour le système de mesure particulier après étalonnage à l'aide de la même source.

C.3.3 Validation du système de mesure: procédure d'essai

La source validée utilisée pour la validation du système peut être différente de celles utilisées pour la vérification du système.

Il convient que la validation du système couvre la plage de fréquences applicable au système. Si le système de mesure couvre toute la plage de fréquences du présent document, il convient d'effectuer la validation à 3 kHz, 85 kHz, 400 kHz, 6,78 MHz et 30 MHz pour différents gradients (10 T/m/T, 25 T/m/T et 50 T/m/T). Si le système de mesure ne couvre pas toute la plage de fréquences, il convient d'effectuer la validation jusqu'aux fréquences susmentionnées qui se situent dans la plage de fréquences utilisée par le système.

Il convient d'étalonner les sources de référence normalisées en courant ou en tension en amplitude à partir des distances de 0 mm, 2 mm et 5 mm du centre de la source. En outre, la distribution du champ dans les plans de 0 mm, 2 mm et 5 mm doit également être fournie. Des valeurs cibles numériques avec des incertitudes connues pour les distances et les plans précédents doivent également être fournies pour les sources de validation. Ces exigences s'appliquent essentiellement aux sources de vérification et de validation de champ H, ainsi que de champ E.

La validation du système est réussie si la différence entre le niveau de champ mesuré normalisé et la valeur cible validée par calcul numérique est comprise dans l'incertitude élargie indiquée du système de mesure.

Annexe D (informative)

Étude de cas sur la dépendance du DAS aux propriétés et à la taille du fantôme

D.1 Propriétés du fantôme

La présente Annexe D décrit une étude de cas qui porte sur les systèmes WPT résonnants qui fonctionnent à des fréquences supérieures à 4 MHz, ce qui correspond à la limite inférieure de la plage de fréquences pour laquelle le fantôme de corps elliptique est spécifié (IEC/IEEE 62209-1528). Les résultats des calculs du DAS pour les systèmes WPT qui fonctionnent à faible distance du fantôme elliptique et d'un modèle de corps humain hétérogène sont comparés pour différentes orientations des bobines par rapport aux surfaces du fantôme et du corps humain. Pour le fantôme elliptique, les propriétés diélectriques du milieu équivalent au tissu (IEC/IEEE 62209-1528) sont utilisées dans les simulations EM, comme cela est indiqué dans le Tableau 3. Les modèles de simulation sont décrits à la Figure D.1 et à la Figure D.2. Trois conditions d'exposition différentes (A, B, C) pour les différentes orientations des bobines inductives par rapport au corps humain sont prises en compte, comme cela est représenté à la Figure D.2. Des cas A, B et C similaires sont utilisés avec le fantôme elliptique. Dans les calculs, deux types de bobines WPT sont pris en compte. Il s'agit d'une spirale circulaire relativement grande avec un diamètre extérieur de 50 cm et de petites spirales carrées de dimensions $L \times L = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

Les valeurs de DAS sont calculées pour une puissance d'entrée de 1 W avec la méthode hybride MdM/FDTD. Dans cette étude, des valeurs de DAS moyenné sur 10 g sont obtenues et comparées à deux fréquences où la valeur S_{21} du système WPT sans corps humain est maximale. Ces deux fréquences de résonance correspondent à deux modes de fonctionnement du système WPT qui diffèrent par la direction des courants induits dans les bobines. Même s'il est possible d'optimiser les géométries des bobines pour produire une seule fréquence de résonance en maximisant S_{21} , le système WPT qui fonctionne sur deux modes avec des fréquences légèrement différentes est utilisé ici pour analyser les effets considérés comme plus généraux. Le système WPT a été conçu dans le but de maximiser l'efficacité de la transmission à ces deux fréquences, qui sont comprises entre 6,75 MHz et 7,54 MHz pour les cas A, B et C.

NOTE En raison du principe de résonance des bobines à couplage inductif mises en œuvre ici, le système WPT fonctionne dans une bande de fréquences étroite. La plage de 6 MHz à 7,5 MHz est utilisée dans cette analyse, car cette bande de fréquences a été adoptée comme l'une des applications pratiques les plus répandues des systèmes WPT de type inductif.

La Figure D.3 compare les valeurs de DAS obtenues entre le fantôme elliptique et le modèle de corps humain. Pour le fantôme elliptique et le modèle humain, une valeur de DAS relativement plus élevée est obtenue dans le cas C, où le vecteur du champ magnétique incident est normal à la surface plane des fantômes. Dans certains cas, les résultats obtenus avec le fantôme elliptique sous-estiment considérablement les valeurs de DAS obtenues avec le modèle de corps hétérogène à haute résolution.

L'IEC/IEEE 62209-1528 donne la justification suivante pour la taille du fantôme elliptique plan: "Il convient que le fantôme plan ne soit pas excessivement grand comparé à la taille du torse humain."

Des calculs et des comparaisons similaires ont été effectués pour le système WPT qui utilise des bobines de petites dimensions (voir Figure D.4). Des spirales carrées de dimensions 10 cm × 10 cm ont été utilisées dans les simulations. La fréquence de résonance du système WPT est de 6,59 MHz. Comme pour le modèle WPT précédent, deux conditions d'exposition (cas A et C) ont été étudiées ici, le cas B pouvant être considéré comme identique au cas A. Les résultats de comparaison obtenus pour le fantôme elliptique et le modèle de corps humain hétérogène sont indiqués à la Figure D.5. Le fantôme elliptique fournit maintenant des valeurs de DAS prudentes pour l'évaluation de l'exposition au WPT, ce qui n'est pas le cas avec les bobines de grande taille.

Par rapport à l'exposition du fantôme elliptique, l'hétérogénéité multiplie par deux les valeurs de DAS dans certaines conditions d'exposition pour les systèmes WPT relativement grands. Cependant, pour les petits systèmes WPT, les valeurs de DAS obtenues avec le fantôme elliptique sont prudentes par rapport à celles obtenues avec le modèle de corps humain. Par conséquent, pour obtenir des résultats prudents avec les fantômes de propriétés diélectriques uniformes du Tableau 3, il convient que les dimensions du fantôme soient choisies en fonction de celles du DUT. Compte tenu des dimensions variables des systèmes WPT proposés pour différentes applications, il convient d'utiliser le modèle de corps humain hétérogène en cas de bobines de grande taille par rapport à la partie centrale du corps. Pour l'évaluation des systèmes WPT avec de petites bobines, il convient d'utiliser le fantôme elliptique plan. En théorie, il est possible d'utiliser un fantôme plan de grandes dimensions pour mesurer plus de champs en provenance de bobines de plus grande taille et obtenir ainsi des résultats prudents, mais un tel scénario serait peu pratique et difficile à réaliser.

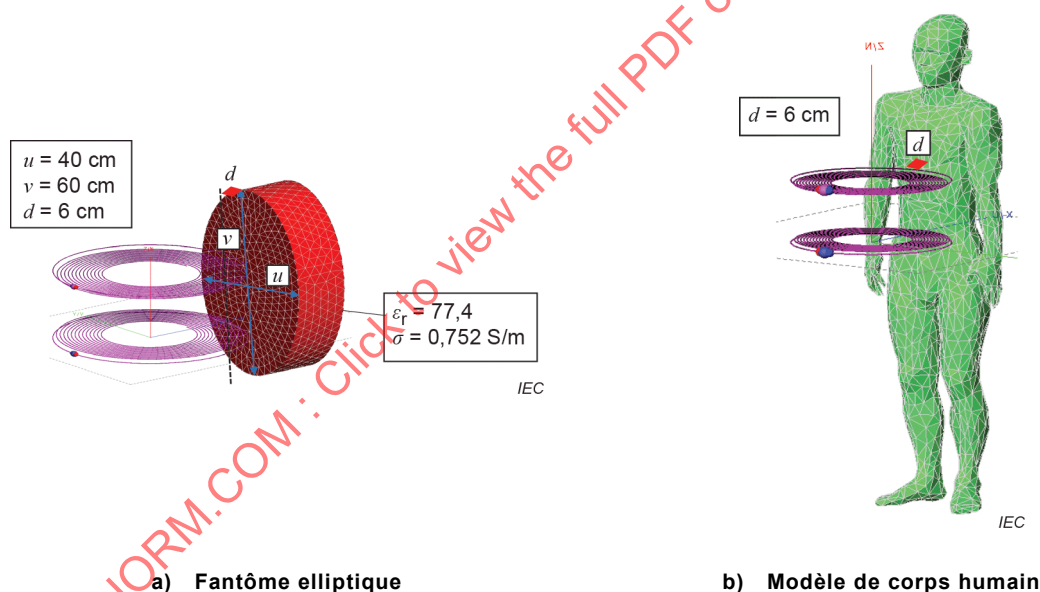


Figure D.1 – Modèle de simulation d'un système WPT de grandes dimensions qui fonctionne à proximité a) d'un fantôme elliptique et b) d'un modèle de corps humain

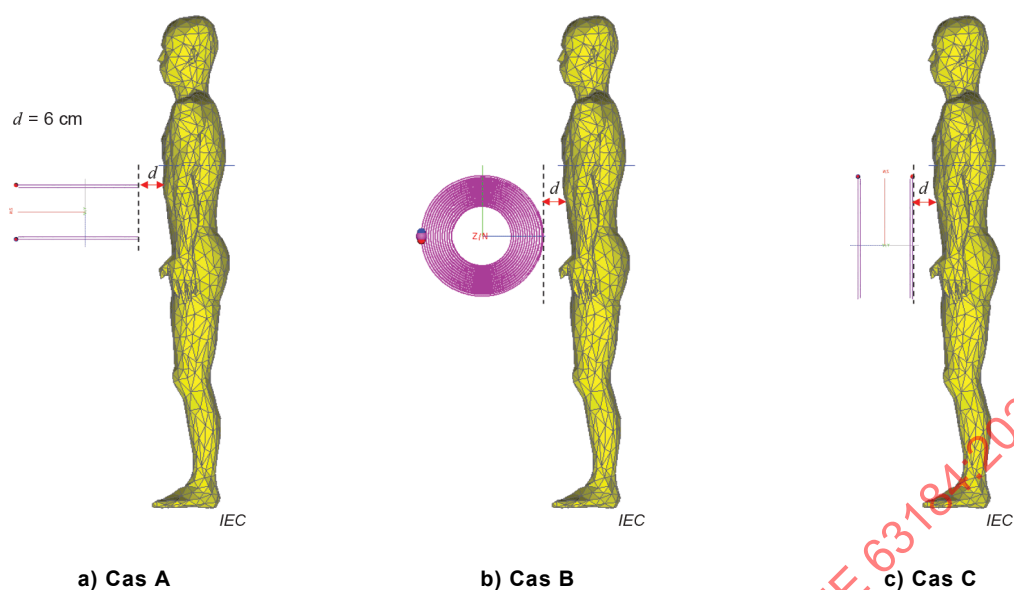


Figure D.2 – Différentes conditions d'exposition pour le modèle de corps humain

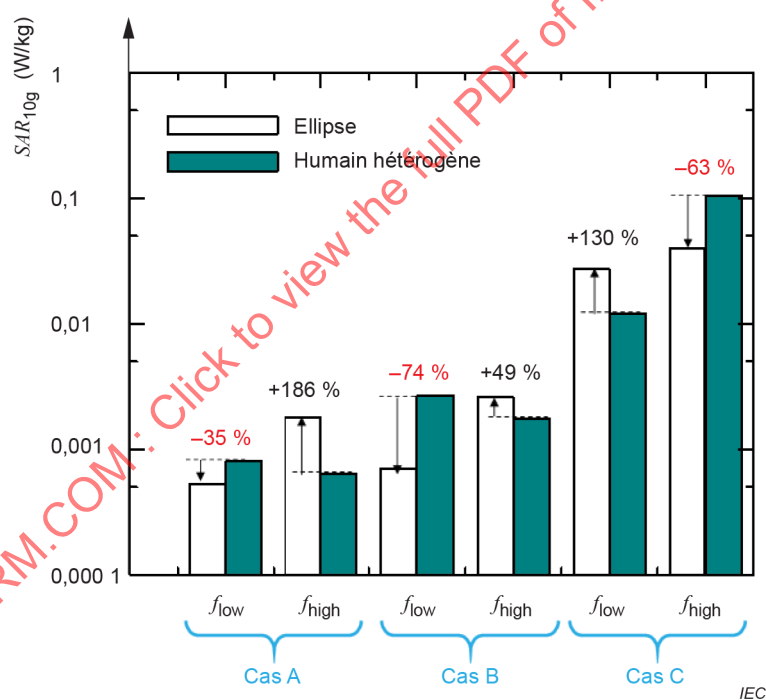


Figure D.3 – DAS calculé pour des bobines circulaires de 50 cm de diamètre qui fonctionnent à 6 cm du fantôme elliptique et du modèle humain hétérogène

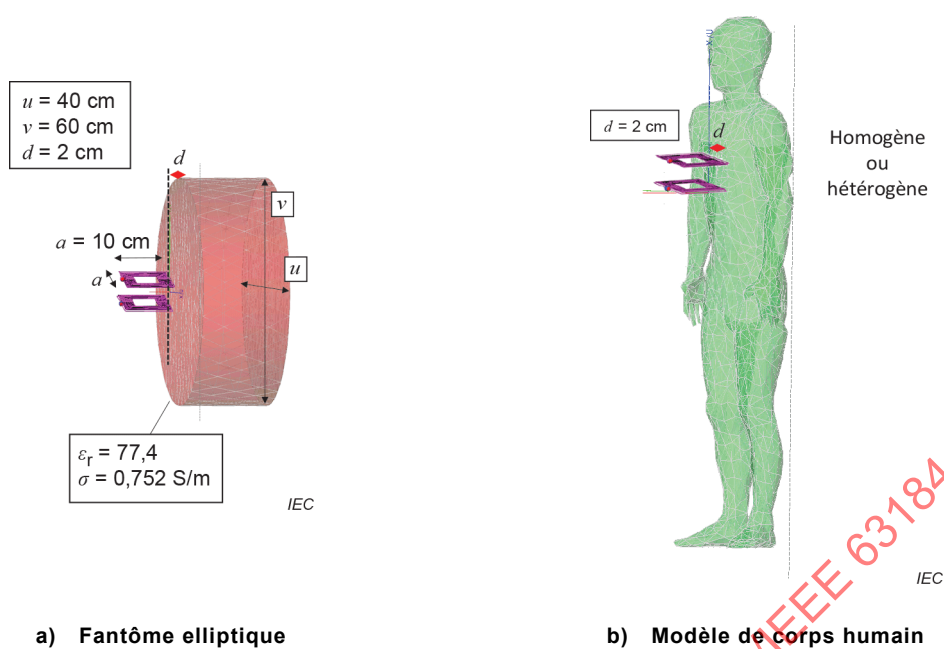


Figure D.4 – Modèle de simulation d'un système WPT de faibles dimensions qui fonctionne à proximité a) d'un fantôme elliptique et b) d'un modèle de corps humain

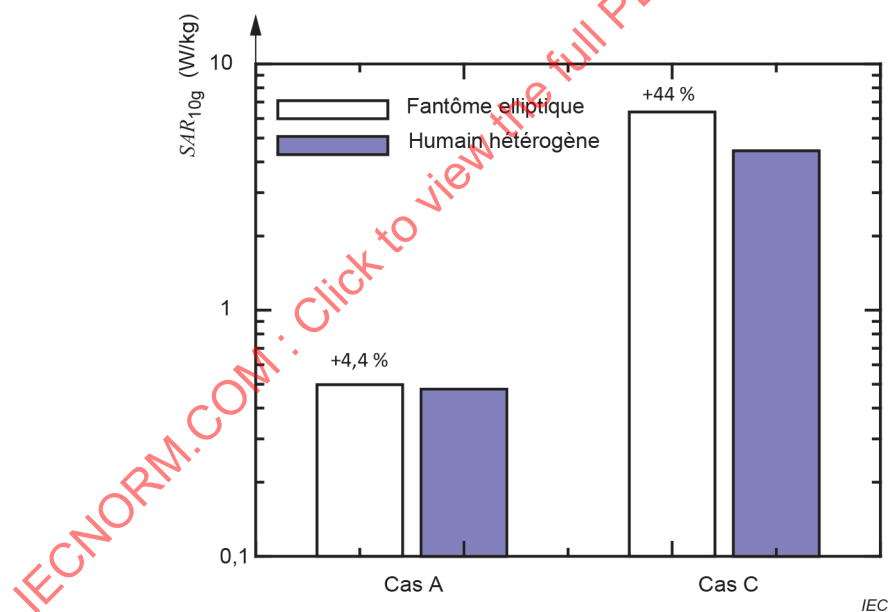


Figure D.5 – DAS calculé pour les petites bobines carrées de 10 cm × 10 cm qui fonctionnent à 2 cm du fantôme elliptique et du modèle humain hétérogène

D.2 Taille du fantôme

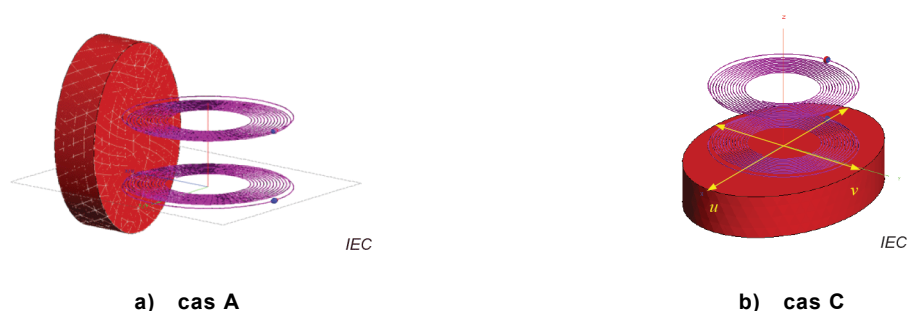
Pour l'évaluation de l'exposition humaine aux systèmes WPT, des fantômes de différentes formes et dimensions peuvent être utilisés. Il convient de prendre en compte l'effet de la variation de la taille du fantôme sur les valeurs de DAS obtenues lors de l'évaluation des systèmes WPT [52]. Les résultats de la simulation EM de bobines WPT simples qui fonctionnent à proximité des fantômes elliptiques et rectangulaires sont donnés à l'Article D.2. Les scénarios d'application suivants de systèmes WPT qui fonctionnent à proximité des fantômes sont étudiés, comme cela est représenté à la Figure D.6: de grandes bobines circulaires sont placées perpendiculairement au fantôme elliptique (cas A) et parallèlement au fantôme elliptique (cas C). Ici, les conditions d'exposition sont similaires à celles spécifiées à l'Article D.1.

Dans les cas A et C, la distance entre la bobine circulaire et le fantôme elliptique est fixée à 2 cm, tandis que la distance entre les bobines est de 20 cm. Dans ces conditions, les dimensions du fantôme sont modifiées en faisant varier les axes u et v de l'ellipse et en maintenant une hauteur fixe du fantôme (15 cm). La forme du fantôme elliptique est maintenue par le rapport inchangé $u/v = 1,5$, c'est-à-dire que pour chaque valeur suivante de u , la valeur de v est modifiée en conséquence. Le DAS moyenné sur 10 g a été calculé pour chaque jeu de u et v à deux fréquences où le paramètre S_{21} du système WPT est maximal. Ces fréquences ont été obtenues par les simulations EM et sont les suivantes: $f_{\text{low}} = 6,64$ MHz et $f_{\text{high}} = 7,54$ MHz pour le cas A, $f_{\text{low}} = 6,14$ MHz et $f_{\text{high}} = 7,18$ MHz pour le cas C.

Les valeurs du DAS calculé en fonction du plus petit axe v de l'ellipse normalisé par le diamètre extérieur des bobines circulaires D sont indiquées à la Figure D.7. Les résultats sont normalisés avec une puissance d'entrée de 1 W. Dans le cas C (Figure D.7 b)), où les bobines sont parallèles au fantôme, le DAS reste pratiquement inchangé pour les dimensions plus importantes du fantôme. Cependant, il existe une augmentation considérable des valeurs du DAS lorsque la taille du fantôme diminue et devient comparable à la dimension de la bobine. Un tel effet n'est pas observé dans le cas A (Figure D.7 a)), où les bobines sont perpendiculaires au fantôme. Le DAS présente une faible diminution lorsque la taille du fantôme devient comparable à la dimension de la bobine.

Des calculs et des comparaisons similaires ont été effectués pour le système WPT qui utilise des bobines de petites dimensions (voir Figure D.8). Dans ce calcul, seul le cas C a été examiné. Les valeurs du DAS calculé en fonction du plus petit axe v de l'ellipse normalisé par la diagonale K de la petite bobine carrée (la plus grande dimension de la bobine) sont indiquées à la Figure D.9 a). Les fréquences du paramètre S_{21} maximal pour le cas C des bobines de faibles dimensions sont $f_{\text{low}} = 6,59$ MHz et $f_{\text{high}} = 7,64$ MHz. Comme pour le grand système WPT, les valeurs du DAS augmentent lorsque la dimension du fantôme elliptique diminue, même si le facteur d'augmentation est un peu plus faible. Pour les fantômes de plus grande taille, le DAS reste pratiquement inchangé. De même, les valeurs du DAS en fonction de la largeur du fantôme rectangulaire W normalisée par la diagonale K de la bobine carrée sont indiquées à la Figure D.9 b). Là encore, les valeurs du DAS augmentent de manière significative lorsque la largeur du fantôme diminue et devient égale à la dimension de la bobine.

Le DAS augmente considérablement (d'un facteur de deux) avec une diminution des dimensions du fantôme dans le cas C des bobines placées parallèlement au fantôme. Le DAS sur 10 g atteint la valeur maximale lorsque la taille de la bobine est comparable à celle des fantômes. Un tel effet n'est pas observé lorsque les bobines sont placées perpendiculairement au fantôme. Il est recommandé que les dimensions des fantômes utilisés soient au moins deux fois supérieures à la taille des bobines WPT pour évaluer correctement le DAS dans le cadre de l'évaluation de l'exposition des systèmes WPT. Cette conclusion est correcte pour l'évaluation des systèmes WPT inductifs formés par les bobines relativement petites. Toutefois, dans le cas des bobines de plus dimensions (voir Article D.1), le modèle de corps hétérogène à haute résolution donne des résultats plus exacts et il convient donc de l'utiliser pour les calculs corrects du DAS.



NOTE Voir la Figure D.1 pour les dimensions de la bobine.

Figure D.6 – Disposition du système WPT de grandes dimensions pour les conditions d'exposition a) du cas A et b) du cas C par rapport à la surface elliptique du fantôme

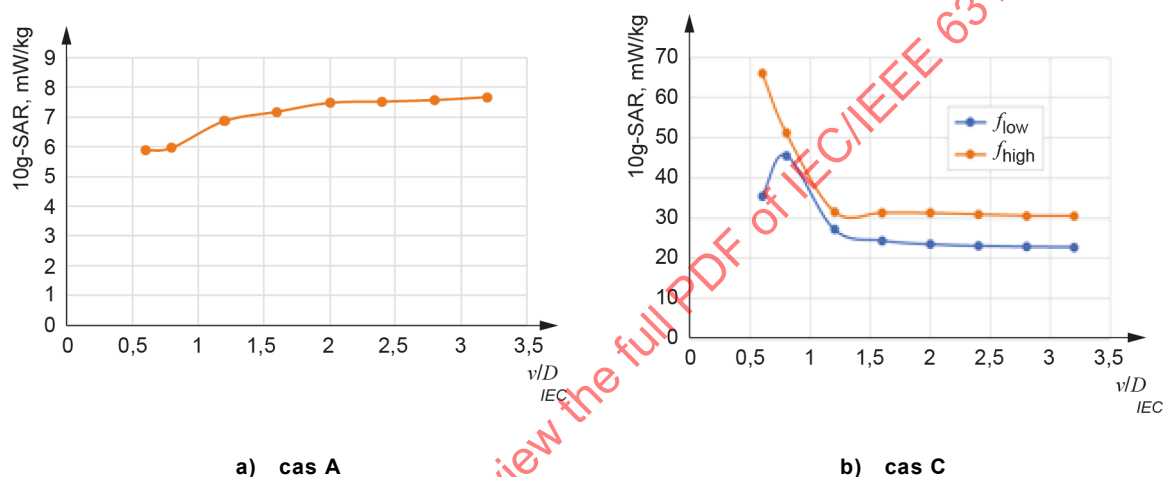
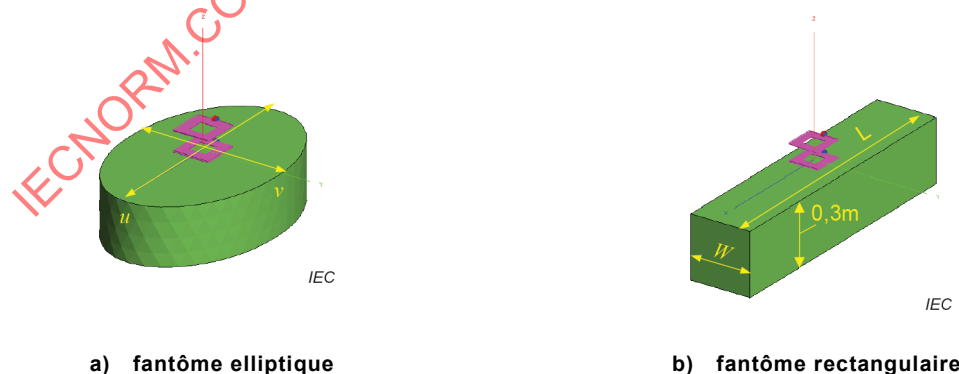


Figure D.7 – DAS moyenné sur 10 g calculé en fonction du plus petit axe du fantôme elliptique v normalisé par le diamètre extérieur de la bobine D pour a) le cas A ($f_{high} = 7,54$ MHz) et b) le cas C ($f_{low} = 6,14$ MHz, $f_{high} = 7,18$ MHz)



NOTE Voir la Figure D.4 pour les dimensions de la bobine.

Figure D.8 – Disposition du système WPT de faibles dimensions pour les conditions d'exposition du cas C par rapport a) au fantôme elliptique et b) au fantôme rectangulaire

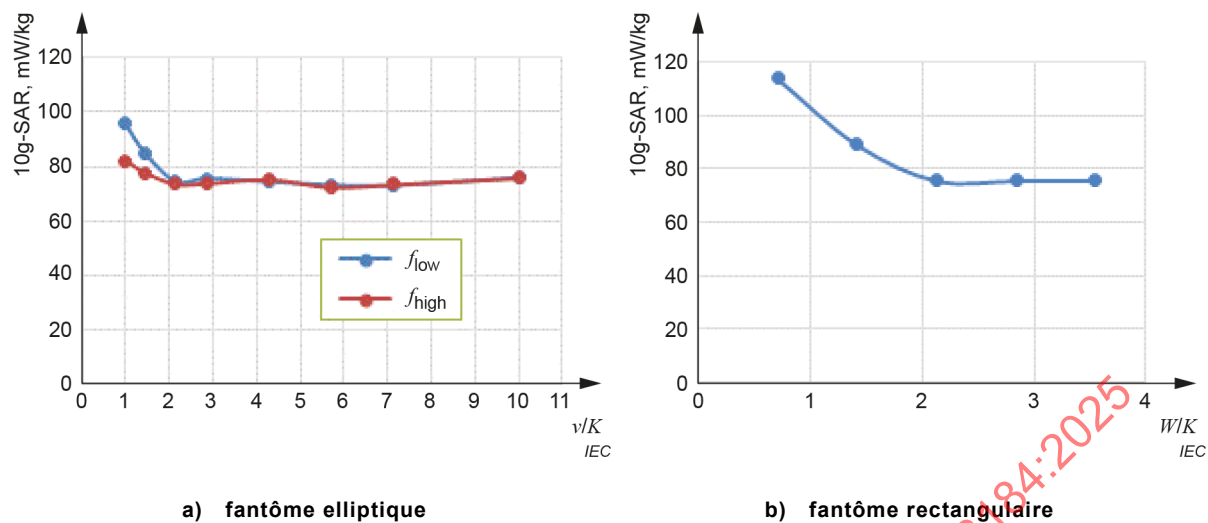


Figure D.9 – DAS moyenné sur 10 g calculé en fonction du plus petit axe v ou de la largeur W normalisé(e) par la diagonale K de la bobine carrée pour
a) le fantôme elliptique ($f_{low} = 6,6$ MHz, $f_{high} = 7,64$ MHz) et
b) le fantôme rectangulaire ($f_{low} = 6,59$ MHz)

Annexe E (informative)

Méthodes d'extrapolation de mesure du DAS

E.1 Généralités

Les mesurages du DAS à l'intérieur d'un fantôme liquide équivalent à l'être humain constituent une méthode pratique d'évaluation de l'exposition. Cependant, il est parfois difficile d'obtenir des mesures précises du DAS, en particulier à proximité des limites du fantôme, en raison des effets de bord, c'est-à-dire de la perturbation du champ causée par la distorsion du champ diffusé à l'extrémité de la sonde due à la surface diélectrique du fantôme proche. Par conséquent, une méthode d'extrapolation est utilisée pour déterminer le champ électrique interne ou le DAS.

E.2 Mesurage et interpolation du champ électrique à l'intérieur d'un fantôme

E.2.1 Généralités

Deux étapes pour extrapoler le champ électrique à l'intérieur d'un fantôme liquide sont spécifiées ci-après. Noter que le champ électrique total est utilisé pour toutes les extrapolations réalisées dans le cadre de cette étude.

- a) Mesurer la distribution du champ électrique à l'intérieur d'un fantôme liquide (notée $|E|$) dans le sens de la profondeur avec un incrément régulier de Δx . La distance la plus proche de la limite du fantôme pour les mesurages est fixée à $d_{\min}$.
- b) Déterminer les paramètres d'ajustement d'une fonction d'extrapolation à l'aide des données de champ électrique mesurées. Ensuite, calculer $|E|$ à proximité de la limite du fantôme à partir de la fonction d'extrapolation.

Il convient que le paramètre avec la distance minimale par rapport à la limite du fantôme $d_{\min}$ soit aussi éloigné que possible afin d'éviter tout effet de bord. Cependant, il convient que $d_{\min}$ soit également aussi proche que possible en raison de la décroissance rapide du champ électrique interne et de la limitation de la sensibilité de la sonde de mesure. Le paramètre $d_{\min}$ peut être déterminé à l'aide de mesures pour satisfaire aux exigences ci-dessus. Il convient également de déterminer le paramètre de l'incrément de mesure Δx aussi exactement que possible afin de maintenir une exactitude suffisante pour la méthode d'extrapolation proposée.

E.2.2 Fonctions d'extrapolation

Il convient qu'une fonction d'extrapolation du champ électrique interne comprenne l'effet causé par la décroissance des champs proches réactifs, qui dépend de la distance par rapport à une source, et les pertes du milieu sous forme de décroissance exponentielle [53]. À partir de ces considérations, les fonctions d'extrapolation suivantes (indiquées comme étant de type A et de type B, pour la Formule (E.1) et la Formule (E.2), respectivement) peuvent être utilisées pour déterminer le champ électrique interne à proximité de la limite du fantôme.

Type A:

$$E_{\text{new}}(x) = \frac{A_1}{(x + A_2)^2} e^{-\alpha_0 x} \quad (\text{E.1})$$

où α_0 est une constante d'atténuation, et A_1 et A_2 sont des paramètres d'ajustement déterminés par une méthode de régression non linéaire qui utilise l'algorithme de Levenberg-Marquardt [54].

L'autre type de fonction d'extrapolation est spécifié comme une fonction polynomiale selon la Formule (E.2).

Type B:

$$E_{\text{poly}}(x) = D_1 x^2 + D_2 x + D_3 \quad (\text{E.2})$$

La fonction polynomiale de la Formule (E.2) est en réalité appliquée à une extrapolation du champ électrique interne à l'intérieur d'un fantôme liquide placé à proximité d'un téléphone portable, comme cela est spécifié dans l'IEC/IEEE 62209-1528. Les paramètres d'ajustement D_1 , D_2 et D_3 sont déterminés par une méthode de régression quadratique qui utilise l'algorithme des moindres carrés.

E.2.3 Trois étapes pour la détermination du DAS maximal dans l'espace

La fonction d'extrapolation du E.2.2 est utilisée pour évaluer le DAS local maximal moyenné sur un volume d'intégration du DAS cubique d'une masse spécifiée, qui est une restriction de base spécifiée dans les lignes directrices relatives à l'exposition. Le DAS moyenné sur 10 g est calculé. La méthode de calcul du DAS moyenné sur 10 g est spécifiée comme suit.

- a) Mesurer la distribution du DAS avec un incrément grossier de 20 mm sur un plan bidimensionnel situé à une distance aussi proche que possible de la limite du fantôme, c'est-à-dire inférieure ou égale à 25 mm, afin de rechercher la valeur maximale de l'emplacement du DAS mesuré. L'incrément de mesure est fixé conformément aux procédures spécifiées dans l'IEC/IEEE 62209-1528, qui stipule qu'il convient que l'espacement maximal de la grille soit de 20 mm pour les fréquences inférieures à 3 GHz.
- b) Mesurer la distribution tridimensionnelle du DAS conformément aux exigences du 7.4.2 de l'IEC/IEEE 62209-1528:2020 aux valeurs maximales locales identifiées à l'étape a). Les volumes cubiques sont construits de manière que les valeurs maximales correspondantes du DAS local se situent sur la surface des cubes qui font face à l'enveloppe du fantôme. Un incrément fin de 4 mm est fixé conformément aux procédures de mesure spécifiées dans l'IEC/IEEE 62209-1528.
- c) En utilisant l'une des méthodes d'extrapolation proposées en E.2.2, estimer le DAS dans la région proche de la limite du fantôme. La procédure de mesure est conforme à l'IEC/IEEE 62209-1528, qui est bien établie.

E.2.4 Validation des méthodes de mesure par extrapolation

Pour les mesurages du DAS, un exemple de système de mesure est construit et deux types de systèmes WPT, à savoir le type solénoïde et le type spirale plate, sont fabriqués à des fins de validation [55]. Le schéma et la photographie du système de mesure construit sont donnés respectivement à la Figure E.1 et à la Figure E.2. La sonde de DAS a été étalonnée en interne par un système d'étalonnage pour sonde de DAS, fabriqué par le National Physical Laboratory (NPL, Royaume-Uni) [56]. La puissance d'entrée a été fixée à 30 W pour le mesurage de la température et à 1 W pour le mesurage de la tension de la sonde. Le facteur d'étalonnage de la sonde de champ électrique a été déterminé comme étant de 9,90 et de 9,88 à 6 MHz et à 13,56 MHz, respectivement. Le facteur d'étalonnage aux fréquences de mesure a été déterminé par une interpolation linéaire de la valeur à ces deux fréquences. L'unité de lecture des données (DAE4) a été étalonnée par le fabricant.

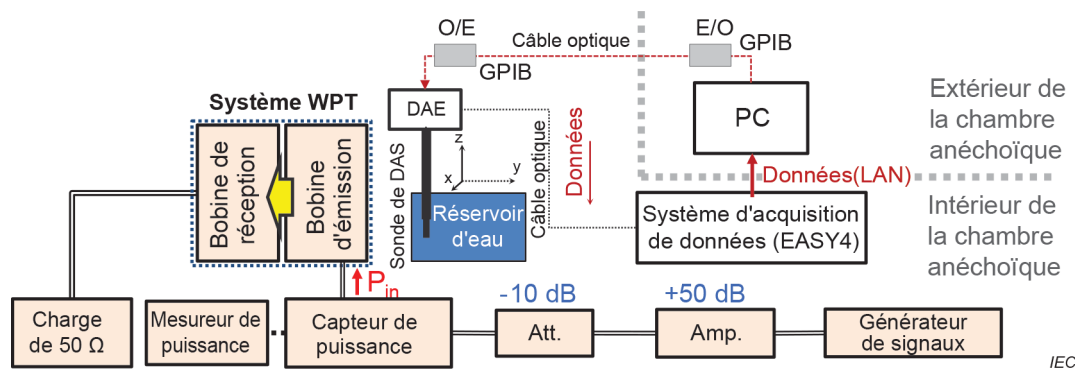
Le réservoir d'eau est en verre. L'effet du réservoir en verre sur le DAS à l'intérieur du fantôme liquide a été étudié à l'avance par la méthode des moments (MdM). La différence de DAS maximal dans le plan de mesure situé à 25 mm de la limite du réservoir en verre est inférieure à 0,8 % pour le modèle d'analyse avec et sans réservoir en verre. Par conséquent, il a été confirmé que l'effet du réservoir en verre peut être ignoré.

La Figure E.3 et la Figure E.4 représentent les distributions du champ électrique mesurée et simulée dans le plan de mesure situé à 25 mm de la limite du fantôme pour les systèmes WPT de type solénoïde et de type spirale plate, respectivement. Les résultats de mesure et de simulation montrent des distributions similaires avec des différences de la valeur $|E|$ maximale de 14 % et 6 % pour les systèmes WPT de type solénoïde et de type spirale plate, respectivement [53]. La différence de la valeur $|E|$ mesurée peut être attribuée à l'incertitude de l'étalonnage de la sonde (10,3 %) et aux autres sources d'incertitude telles que la position de la sonde, la position du système WPT, la variation de la puissance d'entrée, la linéarité, etc.

La Figure E.5 montre les résultats du DAS moyenné sur 10 g estimé à l'aide de la fonction d'extrapolation de type A lorsque la puissance d'entrée est de 10 W. Les fréquences de résonance utilisées dans cette analyse sont les suivantes: $f_{\text{low}} = 8,62$ MHz et $f_{\text{high}} = 9,89$ MHz pour le système WPT de type solénoïde et $f_{\text{low}} = 6,35$ MHz et $f_{\text{high}} = 7,44$ MHz pour la structure WPT de type spirale plate. Les cas A, B et C pour les systèmes WPT de type solénoïde et de type spirale plate correspondent à différentes orientations des bobines par rapport au fantôme liquide rectangulaire [55]:

- orientation A: axe de la bobine parallèle à l'axe long du fantôme;
- orientation B: axe de la bobine parallèle à l'axe court du fantôme;
- orientation C: axe de la bobine perpendiculaire à la plus grande surface (900 mm × 300 mm × 300 mm) du fantôme.

Ces orientations sont similaires aux cas A, B et C spécifiés à l'Article D.1. La différence entre le DAS moyenné sur 10 g mesuré avec l'extrapolation de type A et le DAS moyenné sur 10 g obtenu par la MdM s'est avérée inférieure à 29 % pour l'expérience de cet exemple [53]. Dans cet exemple, la fonction d'extrapolation de type A permet d'obtenir une différence de DAS moyenné sur 10 g plus faible que les fonctions de type B.



Légende

O/E convertisseur optique/électrique

E/O convertisseur électrique/optique

DAE électronique d'acquisition de données

GPIB bus d'interface général

Figure E.1 – Schéma du système de mesure

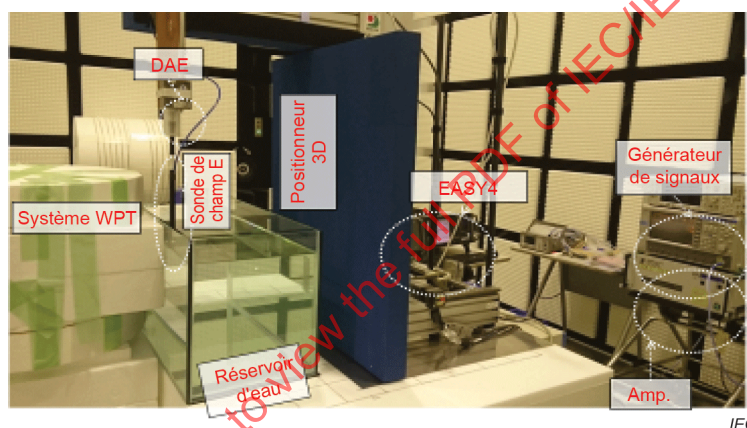
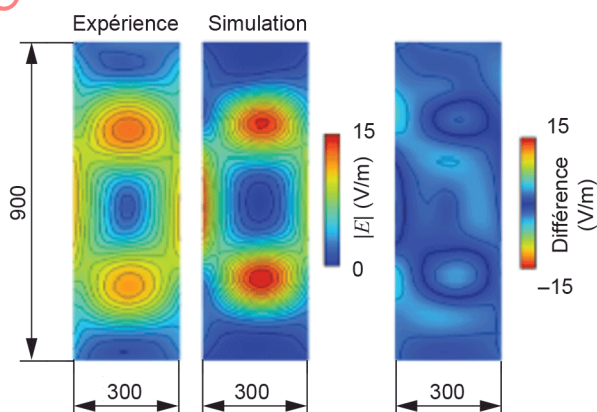


Figure E.2 – Système de mesure

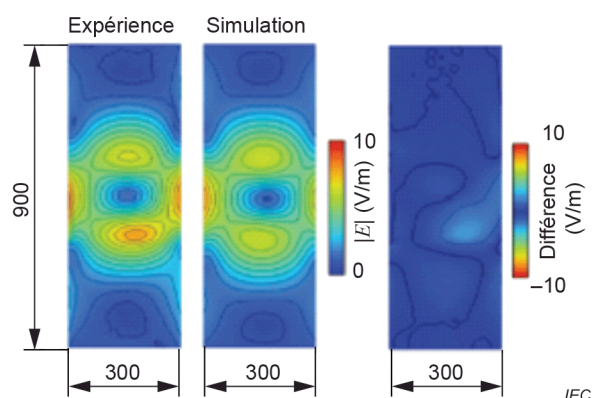
Dimensions en millimètres



NOTE L'orientation A est celle spécifiée au E.2.4.

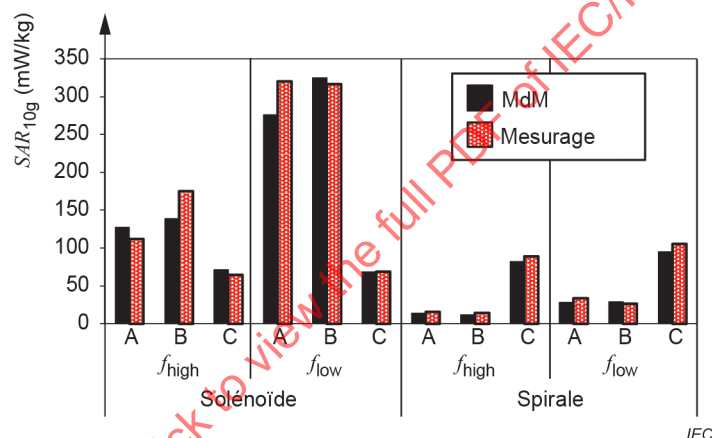
Figure E.3 – Distributions du champ électrique mesuré et simulé dans le plan de mesure à 25 mm de la limite du fantôme avec le système WPT de type solénoïde positionné parallèlement à la paroi du fantôme

Dimensions en millimètres



NOTE L'orientation A est celle spécifiée au E.2.4.

Figure E.4 – Distributions du champ électrique mesuré et simulé dans le plan de mesure à 25 mm de la limite du fantôme avec le système WPT de type spirale plate positionné parallèlement à la paroi du fantôme



NOTE 1 Les orientations f_{high} et f_{low} sont indiquées au E.2.4.

NOTE 2 A, B, C correspondent à différentes orientations de bobine de solénoïde et de bobine en spirale par rapport au fantôme en forme de boîte (900 mm × 300 mm × 300 mm).

Figure E.5 – DAS moyenné sur 10 g obtenu par mesurage et extrapolation et DAS moyenné sur 10 g obtenu par la MdM

E.2.5 Incertitude

La procédure de mesure pour déterminer le DAS moyenné sur 10 g spécifiée au E.2.4 inclut les facteurs d'incertitude qu'il convient de prendre en compte. Le Tableau E.1 indique l'incertitude de mesure, qui a été obtenue de manière expérimentale pour la conductivité du fantôme et l'étalonnage de la sonde, et calculée pour la distance, la densité et la méthode d'extrapolation de type A. Dans cette étude, les facteurs d'incertitude comprennent la distance (2 % à 2,5 cm) entre l'axe vertical et la limite du fantôme, la conductivité et la densité du fantôme liquide, l'incertitude due à l'étalonnage de la sonde (5,15 %) et la méthode d'extrapolation de type A (8,11 %). La permittivité relative n'est pas prise en compte dans cette étude, car son influence est négligeable par rapport à l'incertitude totale du DAS moyenné sur 10 g. L'incertitude de mesure totale ($k = 2$) est égale à environ 22 % [53].

Le DAS moyenné sur 10 g obtenu par la MdM est déterminé exactement à sa position maximale. La position du DAS moyenné sur 10 g déterminée à partir des données de mesure peut s'être décalée par rapport à la position maximale réelle, car les mesurages ont été effectués avec un incrément grossier de 2 cm.

Tableau E.1 – Incertitude de mesure du DAS moyenné sur 10 g

	Tolérance [%]	Loi de probabilité	Coefficient de sensibilité	Degrés de liberté	Incertitude type [%]
Distance	2,0	rect.	4,56	11	5,26
Conductivité	1,21	norm.	1,0	∞	0,61
Densité	1,0	rect.	1,0	∞	0,577
Étalonnage de la sonde	5,15	norm.	2,0	∞	5,15
Méthode d'extrapolation	8,11	norm.	2,0	11	8,11
Incertitude composée					11,0
Incertitude élargie ($k = 2$)					22,0
NOTE Pour la tolérance sur la conductivité, l'étalonnage de la sonde et la méthode d'extrapolation, utiliser $k = 2$ [53].					

Annexe F (informative)

Méthodes de calcul numérique

F.1 Généralités

Différentes méthodes de calcul numérique peuvent être utilisées pour déterminer les grandeurs induites dans le corps humain par un champ magnétique externe émis par des systèmes WPT. La présente Annexe F fournit une vue d'ensemble des méthodes de calcul suivantes:

- méthode quasi statique des éléments finis (Article F.2);
- méthode des différences finies du potentiel scalaire (Article F.3);
- méthode des impédances (Article F.4);
- méthode des différences finies dans le domaine temporel (Article F.5);
- technique hybride de la MdM et de la méthode FDTD (Article F.6);
- technique hybride de la FEM et de la méthode SPFD (Article F.7).

Certaines de ces méthodes ne s'appliquent qu'aux systèmes WPT inductifs, tandis que les méthodes par pleine onde peuvent être appliquées aux systèmes WPT inductifs et capacitifs. D'autres méthodes peuvent être appliquées à condition que leur mise en œuvre puisse être vérifiée de manière appropriée et que leurs incertitudes de calcul puissent être évaluées. Les informations fournies dans la présente Annexe F n'étant pas suffisantes pour l'application, il convient de consulter les documents de référence mentionnés.

Toutes ces méthodes sont fondées sur la résolution de l'équation macroscopique de Maxwell. Le choix d'une méthode précise pour la résolution repose sur différents critères, y compris le temps de calcul.

F.2 Méthode quasi statique des éléments finis

La méthode des éléments finis (FEM) avec des éléments cubiques peut être utilisée pour évaluer les expositions aux systèmes WPT. Dans l'hypothèse quasi statique et les domaines simplement connexes, le champ électrique dans le corps peut être représenté comme dans la Formule (F.1):

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi - \frac{\partial}{\partial t}\mathbf{A}_0 \quad (\text{F.1})$$

où

ϕ est le potentiel scalaire électrique;

$\mathbf{A}_0$ est le potentiel vecteur du champ magnétique incident.

Du fait de la condition de continuité, le potentiel scalaire électrique dans le corps satisfait à l'équation différentielle partielle elliptique de la Formule (F.2):

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \phi = -\nabla \cdot \sigma \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{A}_0 \quad (\text{F.2})$$

avec les conditions aux limites de la Formule (F.3):

$$\mathbf{n} \cdot \sigma (\nabla \phi + \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{A}_0) = \frac{\partial}{\partial t} Q_s \quad (\text{F.3})$$

où

σ est la conductivité;

Q_s est la charge de surface induite par le champ électrique incident.

Pour modéliser l'exposition à un champ magnétique, Q_s est fixée à zéro et A_0 est calculé de manière analytique. L'exposition au champ électrique externe est modélisée en deux étapes. Tout d'abord, le potentiel électrique externe dans l'air est déterminé en prenant pour hypothèse que le corps est un conducteur électrique parfait en résolvant la Formule (F.4) et les conditions aux limites de la Formule (F.5):

$$\nabla \cdot \varepsilon_0 \nabla \phi_{\text{ext}} = 0 \quad (\text{F.4})$$

$$\begin{cases} \mathbf{n} \cdot \nabla \phi_{\text{ext}} = -\mathbf{n} \cdot \mathbf{E}_0, & \text{sur la limite extérieure} \\ \nabla \phi_{\text{ext}} = 0, & \text{sur la surface du corps} \end{cases} \quad (\text{F.5})$$

où

E_0 est le champ électrique incident;

ε_0 est la permittivité de l'air.

Dans la Formule (F.5), il est admis par hypothèse que la limite extérieure se trouve à une distance suffisante pour que la perturbation du champ incident due au corps soit négligeable à la limite.

La charge induite Q_s dans chaque voxel sur la surface du corps est calculée à partir de la composante normale de l'induction électrique externe, et le potentiel interne est déterminé en résolvant la Formule (F.2) et la Formule (F.3).

Les équations du potentiel scalaire électrique (Formule (F.2) et Formule (F.4)) sont discrétisées à l'aide de la FEM de Galerkin avec des fonctions linéaires de base par morceaux. Les éléments sont cubiques, et les degrés de liberté correspondent aux valeurs du potentiel électrique aux coins de chaque cube. Cela donne une équation matricielle creuse pour les valeurs inconnues du potentiel scalaire. L'équation matricielle peut être combinée avec la méthode multigrille géométrique et résolue de manière itérative [57], [58].

F.3 Méthode des différences finies du potentiel scalaire

La méthode des différences finies du potentiel scalaire (SPFD) établit le courant de dérivation en lieu et place du courant de boucle. En définissant des potentiels scalaires (inconnus) à chaque nœud d'un voxel, un courant de dérivation qui circule d'un nœud à un nœud voisin le long du côté des voxels est obtenu; celui-ci comprend un potentiel vecteur dû aux champs magnétiques appliqués et à l'impédance entre les nœuds. En appliquant la loi du courant de Kirchhoff à tous les nœuds, des équations simultanées sont alors établies. Le potentiel est ensuite résolu de manière itérative. Le champ électrique le long du côté du voxel est obtenu en divisant la différence des potentiels entre les nœuds du voxel par la distance entre les nœuds et en ajoutant le potentiel vecteur, selon la Formule (F.6).