

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Evaluation of human exposure to electromagnetic fields from short range devices (SRDs) in various applications over the frequency range 0 GHz to 300 GHz –

Part 1: Fields produced by devices used for electronic article surveillance, radio frequency identification and similar systems

Evaluation de l'exposition humaine aux champs électromagnétiques produits par les dispositifs radio à courte portée dans la plage de fréquence 0 GHz à 300 GHz –

Partie 1: Champs produits par les dispositifs utilisés pour la surveillance électronique des objets, l'identification par radiofréquence et les systèmes similaires



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2008 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester.

If you have any questions about IEC copyright or have an enquiry about obtaining additional rights to this publication, please contact the address below or your local IEC member National Committee for further information.

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de la CEI ou du Comité national de la CEI du pays du demandeur.

Si vous avez des questions sur le copyright de la CEI ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de la CEI de votre pays de résidence.

IEC Central Office
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland
Email: inmail@iec.ch
Web: www.iec.ch

About the IEC

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

About IEC publications

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

- Catalogue of IEC publications: www.iec.ch/searchpub

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

- IEC Just Published: www.iec.ch/online_news/justpub

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

- Electropedia: www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing more than 20 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary online.

- Customer Service Centre: www.iec.ch/webstore/custserv

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please visit the Customer Service Centre FAQ or contact us:

Email: csc@iec.ch
Tel.: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00

A propos de la CEI

La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) 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 CEI

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

- Catalogue des publications de la CEI: www.iec.ch/searchpub/cur_fut-f.htm

Le Catalogue en-ligne de la CEI vous permet d'effectuer des recherches en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...). Il donne aussi des informations sur les projets et les publications retirées ou remplacées.

- Just Published CEI: www.iec.ch/online_news/justpub

Restez informé sur les nouvelles publications de la CEI. Just Published détaille deux fois par mois les nouvelles publications parues. Disponible en-ligne et aussi par email.

- Electropedia: www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne au monde de termes électroniques et électriques. Il contient plus de 20 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans les langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International en ligne.

- Service Clients: www.iec.ch/webstore/custserv/custserv_entry-f.htm

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions, visitez le FAQ du Service clients ou contactez-nous:

Email: csc@iec.ch
Tél.: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Evaluation of human exposure to electromagnetic fields from short range devices (SRDs) in various applications over the frequency range 0 GHz to 300 GHz –

Part 1: Fields produced by devices used for electronic article surveillance, radio frequency identification and similar systems

Evaluation de l'exposition humaine aux champs électromagnétiques produits par les dispositifs radio à courte portée dans la plage de fréquence 0 GHz à 300 GHz –

Partie 1: Champs produits par les dispositifs utilisés pour la surveillance électronique des objets, l'identification par radiofréquence et les systèmes similaires

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX

XB

CONTENTS

FOREWORD.....	5
INTRODUCTION.....	7
1 Scope.....	8
2 Normative references	9
3 Terms, definitions, and abbreviations	9
3.1 Quantities.....	9
3.2 Constants.....	9
3.3 Terms and definitions.....	10
4 Measurements and calculations for equipment evaluation	15
4.1 Introduction	15
4.2 Evaluation against reference values	16
4.2.1 General	16
4.2.2 Direct measurement for comparison against reference values	16
4.2.3 Spatial measurements for comparison against reference values	17
4.2.4 Modelling and analysis including field non-uniformity.....	17
4.3 Specific absorption rate (SAR) measurements.....	24
4.3.1 General	24
4.3.2 Internal electric field strength measurements.....	24
4.3.3 Internal temperature measurements	25
4.3.4 Calorimetric measurements of heat transfer	26
4.3.5 Phantom models and fluid	26
4.4 Numerical evaluations for comparison against basic restrictions.....	26
4.4.1 General	26
4.4.2 Evaluations using homogeneous models	26
4.4.3 Special case of inductive near-field exposure 100 kHz to 50 MHz.....	28
4.4.4 Frequencies > 50 MHz.....	29
4.4.5 Localised SAR (100 kHz to 10 GHz)	29
4.5 Evaluations using non-homogeneous models for comparison against basic restrictions	30
4.5.1 General	30
4.5.2 Anatomical body models.....	30
4.5.3 Calculation/modelling method.....	31
4.5.4 Position of the body in relation to the unit under evaluation	31
4.6 Measurement of limb and touch currents	31
5 Measurements for field monitoring.....	32
5.1 General.....	32
5.2 Field measurements	32
5.2.1 Measurement where persons spend significant periods of time.....	32
5.2.2 Detailed measurements for non-transitory exposure	32
5.3 Additional evaluation	32
6 Exposure from sources with multiple frequencies or complex waveforms.....	33
7 Exposure from multiple sources.....	33
8 Uncertainty.....	34
8.1 General.....	34
8.2 Evaluating uncertainties	34
8.2.1 Individual uncertainties.....	34

8.2.2	Combining uncertainties	35
8.3	Examples of typical uncertainty components	35
8.3.1	Measurement.....	35
8.3.2	Numerical calculation	35
8.4	Overall uncertainties	35
9	Evaluation report	35
Annex A (informative)	Characteristics of equipment	37
Annex B (informative)	Information for numerical modelling.....	47
Annex C (informative)	A simplified method for summation of multiple sources	67
Annex D (informative)	Uncertainty	70
	Bibliography.....	71
Figure 1	– General torso grid	19
Figure 2	– General head grid	19
Figure 3	– Single floor standing antenna.....	20
Figure 4	– Dual floor standing antenna	20
Figure 5	– Single floor antenna	21
Figure 6	– Single ceiling antenna	21
Figure 7	– Combined floor and ceiling antennas.....	22
Figure 8	– “Walk-through” loop antenna.....	22
Figure 9	– Counter or desk mounted antenna	23
Figure 10	– Vertical, wall or frame mounted antenna.....	23
Figure 11	– Hand-held antenna.....	24
Figure 12	– Disk model	28
Figure 13	– Cubic model.....	28
Figure 14	– Spheroid model.....	28
Figure A.1	– Example of exit mounted equipment showing detection range.....	40
Figure A.2	– Example of aisle mounted equipment.....	40
Figure A.3	– Inductive coupling.....	42
Figure A.4	– Electromagnetic coupling.....	42
Figure A.5	– Capacitive coupling.....	42
Figure A.6	– Overview of an RFID system.....	44
Figure B.1	– Current induced in a loop.....	47
Figure B.2	– Disk model.....	51
Figure B.3	– Disk model used for validations	51
Figure B.4	– Cubic model.....	52
Figure B.5	– Cubic model example showing current induced in 3 dimensions.....	53
Figure B.6	– Prolate spheroid	54
Figure B.7	– Helmholtz coils and prolate spheroid.....	55
Figure B.8	– 60 cm by 30 cm prolate spheroid results (magnetic field).....	56
Figure B.9	– 60 cm by 30 cm prolate spheroid results (induced current density)	56
Figure B.10	– 120 cm by 60 cm prolate spheroid results (magnetic field)	57
Figure B.11	– 120 cm by 60 cm prolate spheroid results (induced current density).....	57
Figure B.12	– 160 cm by 80 cm prolate spheroid results (magnetic field)	58

Figure B.13 – 160 cm by 80 cm prolate spheroid results (induced current density)..... 58

Figure B.14 – Homogeneous human shape body model..... 60

Figure B.15 – Homogeneous human shape (induced current) 60

Figure B.16 – Homogeneous hand model..... 61

Figure B.17 – Approximate conductivities for LF homogeneous body modelling 66

Table 1 – Dimensions and distances for Figures 1 to 11 18

Table 2 – Dimensions and distances for simplified body shapes 27

Table 3 – Maximum total evaluation uncertainties 35

Table A.1 – Frequency ranges and typical system characteristics 43

Table A.2 – Example frequency bands and their applications 43

Table B.1 – Disk model dimensions for Figure B.2 51

Table B.2 – Cubic disk model dimensions for Figure B.4 52

Table B.3 – Prolate spheroid dimensions for Figure B.6 54

Table B.4 – Summary of results 59

Table B.5 – Examples of anatomical models 62

Table B.6 – Conductivity of tissue types..... 64

Table B.7 – Relative permittivity of tissue types 65

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**EVALUATION OF HUMAN EXPOSURE TO ELECTROMAGNETIC FIELDS
FROM SHORT RANGE DEVICES (SRDS) IN VARIOUS APPLICATIONS
OVER THE FREQUENCY RANGE 0 GHz to 300 GHz –**

**Part 1: Fields produced by devices used for electronic article
surveillance, radio frequency identification and similar systems**

FOREWORD

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

International Standard IEC 62369-1 has been prepared by IEC technical committee 106: Methods for the assessment of electric, magnetic and electromagnetic fields associated with human exposure.

The text of this standard is based on the following documents:

FDIS	Report on voting
106/156/FDIS	106/159/RVD

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

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

The list of all parts of IEC 62369 series, published under the title *Evaluation of human exposure to electromagnetic fields from short range devices (SRDs) in various applications over the frequency range 0 GHz to 300 GHz*, can be found on the IEC website.

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

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

INTRODUCTION

Electromagnetic fields interact with the human body and other biological systems through a number of physical mechanisms. The main mechanisms of interaction are based on nervous system effects and heating. These effects are dependent on frequency and are defined by biologically relevant quantities. Based on these scientifically established health effects, there are international, regional and sometimes national exposure requirements. These are set as basic restrictions on quantities, which are not necessarily directly measurable, and contain high safety factors to ensure a high level of protection. These quantities may be determined either by calculation for each case, or by measuring a reference value that has a pre-derived relationship to them, usually under worst-case, far-field conditions. Respect of the reference value will ensure respect of the relevant basic restriction, except in some specific near field situations which would normally be identified or highlighted within the applicable exposure guidelines. If the measured quantity exceeds the reference value, it does not necessarily follow that the basic restriction is also exceeded. Under those circumstances, more detailed evaluation techniques will be necessary which are specific to that type of equipment and exposure.

This document is part of a multi-part standard covering the evaluation of human exposure to electromagnetic fields from short range devices (SRDs) in various applications over the frequency range from 0 GHz to 300 GHz.

EVALUATION OF HUMAN EXPOSURE TO ELECTROMAGNETIC FIELDS FROM SHORT RANGE DEVICES (SRDS) IN VARIOUS APPLICATIONS OVER THE FREQUENCY RANGE 0 GHz to 300 GHz –

Part 1: Fields produced by devices used for electronic article surveillance, radio frequency identification and similar systems

1 Scope

This part of IEC 62369 presents procedures for the evaluation of human exposure to electromagnetic fields (EMFs) from devices used in electronic article surveillance (EAS), radio frequency identification (RFID) and similar applications. It adopts a staged approach to facilitate compliance assessment. The first stage (Stage 1) is a simple measurement against the appropriate derived reference values. Stage 2 is a more complex series of measurements or calculations, coupled with analysis techniques. Stage 3 requires detailed modelling and analysis for comparison with the basic restrictions. When assessing any device, the most appropriate method for the exposure situation may be used.

At the time of writing this International Standard, electronic article surveillance, radio frequency identification and similar systems do not normally operate at frequencies below 1 Hz or above 10 GHz. EMF exposure guidelines and standards can cover a wider range of frequencies, so clarification on the required range is included as part of the evaluation procedures.

The devices covered by this document normally have non-uniform field patterns. Often these devices have a very rapid reduction of field strength with distance and operate under near-field conditions where the relationship between electric and magnetic fields is not constant. This, together with typical exposure conditions for different device types, is detailed in Annex A.

Annex B contains comprehensive information to assist with numerical modelling of the exposure situation. It includes both homogeneous and anatomical models as well as the electrical properties of tissue.

This International Standard does not include limits. Limits can be obtained from separately published human exposure guidelines. Different guidelines and limit values may apply in different regions. Linked into the guidelines are usually methods for summation across wider frequency ranges and for multiple exposure sources. These shall be used. A simplified method for summation of multiple sources is contained in Annex C. This has to be used with care as it is simplistic and will overestimate the exposure; however it is useful as a guide, when the results of different evaluations are in different units of measure which are not compatible.

Different countries and regions have different guidelines for handling the uncertainties from the evaluation. Annex D provides information on the two most common methods.

A bibliography at the end of this standard provides general information as well as useful information for the measurement of electromagnetic fields. See [1],[2],[3],[4],[5],[6]¹⁾.

Similar national or international standards may be used as an alternative.

1) Figures between brackets refer to the bibliography.

2 Normative references

None.

3 Terms, definitions, and abbreviations

The internationally accepted SI units are used throughout this document.

3.1 Quantities

Quantity	Symbol	Unit	Dimension
Magnetic flux density	B	tesla (Vs/m^2)	T
Electric flux density	D	coulomb per square metre	Cm^{-2}
Electric field strength	E	volt per metre	Vm^{-1}
Frequency	f	hertz	Hz
Magnetic field strength	H	ampere per metre	Am^{-1}
Current density	J	ampere per square metre	Am^{-2}
Power density	S	watt per square metre	Wm^{-2}
Specific absorption rate	SAR	watt per kilogram	Wkg^{-1}
Temperature	T	kelvin	K
Permittivity	ϵ	farad per metre	Fm^{-1}
Wavelength	λ	metre	m
Permeability	μ	henry per metre	Hm^{-1}
Mass density	ρ	kilogram per cubic metre	kgm^{-3}
Electric conductivity	σ	siemens per metre	Sm^{-1}

3.2 Constants

Physical constant	Symbol	Magnitude
Velocity of light in free space	c	$2,998 \times 10^8 \text{ ms}^{-1}$
Permittivity of free space	ϵ_0	$8,854 \times 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$
Permeability of free space	μ_0	$4\pi \times 10^{-7} \text{ Hm}^{-1}$
Impedance of free space	Z_0	120π (or 377) Ω

3.3 Terms and definitions

3.3.1

antenna

antennas are conductive elements that radiate, and/or receive energy in the radio frequency spectrum

3.3.2

average (temporal) absorbed power

P_{avg}

time – averaged rate of energy transfer defined by:

$$P_{avg} = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} P(t) dt$$

where t_1 and t_2 are the start and stop time of the exposure (the period $t_2 - t_1$ is the exposure duration)

3.3.3

averaging time

t_{avg}

appropriate time over which exposure is averaged for purposes of determining compliance

3.3.4

bandwidth

range or band of frequencies in the electromagnetic spectrum within which a system is capable of receiving and transmitting

3.3.5

basic restrictions (or basic limits)

values for human exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields that are based on levels for which there are established health effects, with a high level of safety included. These values may be defined in terms of induced current density, in-situ electric field, specific absorption rate or similar dosimetric quantity

3.3.6

carrier

frequency used to carry data by appropriate modulation of the carrier waveform

3.3.7

conductivity

σ

ratio of the conduction–current density in a medium to the electric field strength in the medium

$$J = \sigma E$$

3.3.8

current density

J

electromagnetic field-induced current per unit area inside the body

3.3.9

deactivator

device which changes transponders so that they no longer respond

**3.3.10
dielectric constant**

ϵ
See permittivity.

**3.3.11
electric field strength**

E
magnitude of a field vector at a point that represents the force (F) on an infinitely small charge (q) divided by the charge

$$E = \frac{F}{q}$$

**3.3.12
electric flux density**

D
magnitude of a field vector that is equal to the electric field strength (E) multiplied by the permittivity (ϵ)

$$D = \epsilon E$$

**3.3.13
electronic article surveillance**

EAS
system which detects the presence of transponders, which is often used for anti-theft purposes

**3.3.14
exposure**

exposure occurs whenever and wherever a person is subjected to electric, magnetic or electromagnetic fields or to touch currents other than those originating from physiological processes in the body and other natural phenomena

**3.3.15
exposure level**

value of the quantity under analysis when a person is exposed to electromagnetic fields or touch currents

**3.3.16
exposure requirements**

standard, recommendation, set of guidelines or limits or other document that defines exposure levels for guidance, assessment or compliance purposes

**3.3.17
far-field**

that region of the field of an antenna where the angular field distribution is essentially independent of the distance from the antenna. In this region (also called the free space region), the field has a predominantly plane-wave character, i.e. locally uniform distribution of electric field strength and magnetic field strength in planes transverse to the direction of propagation

**3.3.18
harmonics**

multiples of a principal frequency, invariably exhibiting lower amplitudes

**3.3.19
induced current**

current induced inside the body as a result of direct exposure to electromagnetic fields

**3.3.20
interrogator**

module in which all the basic processing of the data protocol takes place and there is an interface to the transponder (for communicating and facilitating data transfer). An interrogator is often also known as a reader.

**3.3.21
magnetic flux density
*B***

magnitude of a field vector that is equal to the magnetic field *H* multiplied by the permeability (μ) of the medium

$$B = \mu H$$

**3.3.22
magnetic field strength
*H***

magnitude of a field vector in a point that results in a force (*F*) on a charge (*q*) moving with velocity (*v*)

$$F = q(v \times \mu H)$$

[or magnetic flux density divided by permeability of the medium, see "magnetic flux density"]

**3.3.23
near-field**

region generally in proximity to an antenna or other radiating structure, in which the electric and magnetic fields do not have a substantially plane-wave character, but vary considerably from point to point. The near-field region is further subdivided into two sub-regions. The **reactive near-field region** is closest to the radiating structure and contains most or nearly all of the stored energy. The **radiating near-field region** is where the radiation field predominates over the reactive field, but lacks substantial plane-wave character and is complicated in structure

**3.3.24
permeability
 μ**

property of a material which defines the relationship between magnetic flux density *B* and magnetic field strength *H*. It is commonly used as the combination of the permeability of free space and the relative permeability for specific dielectric materials

$$\mu = \mu_R \mu_0 = B/H$$

where

μ is the permeability of the medium expressed in henrys per metre (Hm^{-1})

μ_0 is the permeability of a vacuum

μ_R is the relative permeability

**3.3.25
permittivity
 ϵ**

property of a dielectric material (e.g. biological tissue) which defines the relationship between electrical flux density *D* and electrical field strength *E*. It is commonly used as the combination

of the permittivity of free space and the relative permittivity (or dielectric constant) for specific dielectric materials

$$\varepsilon = \varepsilon_R \varepsilon_0 = D/E$$

where

ε is the permittivity of the medium expressed in farads per metre (Fm^{-1})

ε_0 is the permittivity of a vacuum

ε_R is the relative permittivity

3.3.26

power density

S

power per unit area normal to the direction of electromagnetic wave propagation. For plane waves the power density (S), electric field strength (E) and magnetic field strength (H) are related by the impedance of free space, i.e. 377Ω

$$S = \frac{E^2}{377} = 377H^2 = EH$$

where E and H are expressed in units of Vm^{-1} and Am^{-1} , respectively, and S in Wm^{-2} .

NOTE Although many survey instruments indicate power density units, the actual quantities measured are E or H , or the square of those quantities. It should be further noted that the value of 377Ω is only valid for free space, far field measurement conditions (and does not apply for inductive devices operating in the reactive near field).

3.3.27

radio frequency identification

RFID

system which reads the data stored in transponders, using electromagnetic fields. Some system/transponder combinations also allow new or updated data to be transferred to the transponders (read/write)

3.3.28

read

decoding, extraction and presentation of data from formatting, control and error management bits sent from a transponder

3.3.29

read/write transponder

transponders that are capable of having their data repeatedly modified are called read/write transponders

3.3.30

reference value

reference level

maximum permissible exposure

action value

value of exposure in a measurable quantity that has been conservatively derived from basic restrictions or basic limits in such a way that compliance with the value ensures that there is also compliance with the basic restrictions it is derived from. Non-compliance with the reference value does not imply non-compliance with the basic restrictions it is derived from, only that additional evaluations or actions are required to show such compliance.

**3.3.31
root-mean-square (rms)**

effective value or the value associated with joule heating, of a periodic electromagnetic wave. The rms value is obtained by taking the square root of the mean of the squared value of a function

$$X = \sqrt{\frac{1}{N} \int_0^N [f(x)]^2 dx}$$

Or in its equivalent form for a series of discrete parts

$$X = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (X_n)^2}$$

NOTE Although many survey instruments indicate rms, the actual quantity measured is root-sum-square (rss) (equivalent field strength). The value rss is obtained from three individual rms field strength values, measured in three orthogonal directions combined disregarding the phases.

**3.3.32
root-sum-square
rss**

effective value or the value associated with joule heating, of a periodic electromagnetic wave. The rss value is obtained by taking the square root of the sum of the squared value of a function

$$X = \sqrt{\int_0^N [f(x)]^2 dx}$$

Or in its equivalent form for a series of discrete parts

$$X = \sqrt{\sum_{n=1}^N (X_n)^2}$$

**3.3.33
specific absorption rate
SAR**

time derivative of the incremental electromagnetic energy (dW) absorbed by (dissipated in) an incremental mass (dm) contained in a volume element (dV) of given mass density (ρ)

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right)$$

SAR is expressed in units of watts per kilogram (Wkg⁻¹).

NOTE SAR can be calculated by:

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

$$SAR = c_i \left. \frac{dT}{dt} \right|_{\text{at } t^0}$$

where

E_j : rms value of the electric field strength in the tissue in V/m

σ : conductivity of body tissue in S/m

ρ : density of body tissue in kg/m³

c_i : specific heat capacity of body tissue in J kg⁻¹ K⁻¹

$\frac{dT}{dt}$: initial time derivative of temperature in body tissue in K/s

3.3.34

touch current **contact current**

electric current passing through a human body or when it touches one or more accessible parts of an installation or of equipment transponder

3.3.35

transponder

transmitter/receiver pair contained within a single package designed to respond to an external interrogating signal. This is often also referred to as a tag, electronic tag, electronic label, electronic bar-code, RFID chip, code plate and various other similar terms

3.3.36

wavelength

wavelength (λ) of an electromagnetic wave is related to the frequency (f) and velocity (v) of the wave by the expression

$$\lambda = \frac{v}{f}$$

where v is the velocity of the wave in ms⁻¹

NOTE In free space the wave velocity is the velocity of light in free space, c .

4 Measurements and calculations for equipment evaluation

4.1 Introduction

This clause provides a three-stage method of exposure evaluation. The stages vary in complexity and the one most suitable for the equipment and the exposure situation should be used.

Evaluations are made either against basic restrictions or against derived reference values. Reference value parameters are directly measurable and so are used for the simplest evaluation method in 4.2. Basic restriction parameters provide a more fundamental evaluation of exposure but are difficult or impossible to measure directly, so calculation, and numerical modelling techniques are required. Evaluations against basic restrictions are provided in 4.4 and 4.5, with increasing levels of sophistication and complexity. In 4.4, the modelling takes account of the non-uniformity of the fields, but not of human tissue. In 4.5, the modelling also takes account of the non-uniformity of the human tissue and its properties.

Subclause 4.6 contains a method to demonstrate compliance for contact and limb currents. This shall be used in all cases.

4.2 Evaluation against reference values

4.2.1 General

This subclause describes the method for determining compliance of a system to field strength reference values.

The measuring instrumentation must be suitable for purpose and must cover the frequency range of emissions from the unit under test. In the event that broadband instruments are used the bandwidth of the instrumentation must cover the range of frequencies emitted. The measuring instrumentation may have a frequency dependent response that correlates with the limits. All measurement equipment used for the purposes of this standard shall be calibrated, with traceable results, via a suitable accredited laboratory. The test site or facility used for product compliance evaluations shall also be suitably calibrated; however this may not be possible for measurements made at equipment installation sites. In the case of an un-calibrated test site or facility, care must be taken to avoid, or take into account, external influences which could affect the results. All such effects and remedies should be noted in the evaluation report, together with any uncertainties, which are created from them.

Instrumentation used to measure exposure levels may be commercially available or specifically designed for purpose. IEC 61786 and IEC 61566 provide information about such measurements and equipment.

In order to fully characterise the exposure conditions it may be necessary to use several instruments, including broadband meters, oscilloscope or spectrum analyser. If more than one instrument is used, some overlap of frequency range of the instrument may not be avoidable however. In this case, unnecessary overevaluation of the levels should be minimized. Spectral information is required to determine compliance with frequency dependent levels. Measurements shall be performed using instrumentation capable of measuring relevant frequency domain and time domain characteristics of the signal. In the case of time domain measurements, it may be necessary to determine the frequency content to compare with the reference values.

It is necessary to consider the frequency range of the emissions and any time varying modulation. In addition, the duration of the exposure should be noted. These must be considered where time averaging of exposure is allowed. It may be necessary to calculate the instantaneous maximum field strength for comparison with limits for pulsed sources. It may also be necessary to sum the field level at each frequency in accordance with the appropriate exposure requirements.

It is important to consider the wavelength of the emissions with respect to the position of the person to determine whether separate electric and magnetic field measurements are necessary. In the near field, for example, it may only be necessary to measure magnetic fields.

The measurements shall be carried out to determine the unperturbed field strengths. For electric field measurements, the presence of the human body can significantly affect the field and the instrumentation should be mounted on a non-conductive support. It may also be appropriate to use a fibre-optic coupled remote read-out unit (or similar means of distancing the body of the operator) for some electric field measurements.

If a power adjustment is available on the unit under test then this should be set to maximum or adjusted according to the manufacturer's setting up instructions. The unit under test should be located at sufficient distance from nearby objects to ensure that the field is not perturbed.

4.2.2 Direct measurement for comparison against reference values

The field strengths shall be measured all around the unit under test at a distance X, as defined in Table 1. A preliminary scan may be performed to determine the positions of maximum electromagnetic field at this distance. The field strength shall be determined either

by a vector sum over three orthogonal measurement axes or by measuring the magnitude from a single measurement aligned to give the maximum value. The electromagnetic field at the maximum field positions shall be recorded.

If the emissions from the unit under test comply with reference values at all positions then the equipment is compliant and no further evaluations are necessary, other than those in 4.5.

4.2.3 Spatial measurements for comparison against reference values

The methods described in this subclause are an option to be used instead of 4.2.1. It allows the use of a measurement grid pattern over the typical exposed volume, to minimise the measurements necessary.

For the types of equipment covered by this document (e.g., see Annex A), the torso is the most appropriate area of the body to be assessed and the grid in Figure 1 shall be used. The position of the grid in relation to the unit under test can vary according to the typical usage of the unit. The layout and dimensions of the grid shall remain identical. In the exceptional cases where the exposure is predominately to the head, then the grid in Figure 2 must be used. This ensures that a more conservative result is obtained.

The measurement methods as described in the previous subclause shall apply and measurements taken over the grid patterns defined in Figures 1 to 11 and Table 1. The actual grid position used, in relation to the unit under test, depends on the typical equipment configuration. Other grid positions than those described can be used provided that the position used is representative of the normal use of the unit.

The measured values at each of the grid points shall be recorded and compared with the appropriate derived reference values. This result shall be recorded.

In some exposure requirements, the reference values are based on spatially averaged values over the entire body of the exposed individual. In such cases the appropriate linear or quadratic average (rms) of the measured values should be calculated and compared with the appropriate derived reference values. This result shall be recorded also.

It is important to note that while spatially averaged results may be applicable for whole body exposure, substantial differences between individual values near to, or above the reference values could indicate that localised basic restrictions might not be met. In such cases more complex methods from other subclauses should be used to confirm that basic restrictions are met.

For frequencies above 300 MHz and when the measurement is substantially in the far field, measurements can be taken of *E*-field as above.

4.2.4 Modelling and analysis including field non-uniformity

The methods described in this subclause are an option to be used instead of 4.2.1 and 4.2.2.

For both near and far field evaluations, it is acceptable to use calculated fields for comparison to reference values. Several suitable commercial packages are available for modelling field patterns. The model should initially be validated by one or more comparative field measurements and the comparison should be within reasonable measurement and modelling uncertainties (see Clause 8).

This subclause also takes account of the non-uniform fields that are normal for the types of equipment covered by this document at these frequencies. The near field extends for some metres away from the unit, so all evaluations are made in the near field.

The fields may be measured using a finer grid than that used in 4.2. The grid size should be commensurate with the spatial variation of the field, thus allowing realistic interpolation between measurement points.

Field modelling is also an acceptable way to determine complex field patterns. Several suitable commercial packages are available for this. The model should initially be validated by one or more comparative field measurements and the comparison should be within reasonable measurement and modelling uncertainties (see Clause 8).

Table 1 – Dimensions and distances for Figures 1 to 11

	Figure ^g	Normative dimensions cm ^e			Informative dimensions cm ^{a,h}		
		a/b/c	X	Z	Height	Width	Depth
General torso grid	1	15	-	85	-	-	-
General head grid ^b	2	10	-	145	-	-	-
Single floor standing unit	3	15	20	85	120-160	-	40-80
Dual floor standing units	4	15	20	85	120-160	70-200	40-80
Single unit in the floor ^f	5	15	-	85	-	60-100	40-80
Single unit in the ceiling	6	15	-	85	210-300	60-100	40-80
Dual floor/ceiling units ^f	7	15	-	85	210-300	60-100	40-80
“Walk- through” unit ^f	8	15	20	85	210-300	70-300	0,5-50
Counter mounted unit ^c	9	15	30	85	70-90	20-40	20-40
Wall mounted unit	10	15	20	-	60-160	20-100	20-50
Hand-held unit ^d	11	15	10	-	70-140	Area: 100-200 cm ²	
<p>^a These dimensions represent the range over which the majority of equipment falls. Some may fall outside the range.</p> <p>^b The total sum of the size of the head grid and Z dimension is 175 cm, which corresponds with the height used for a standard person.</p> <p>^c The X distance represents a typical distance when mounted in a counter top. If operated at closer distances, occupational levels are most likely to apply.</p> <p>^d If the hand-held device is to be used to scan the human body, then an appropriate X distance should be used. For close scanning devices an X distance of no more than 3 cm is appropriate.</p> <p>^e In the case of equipment not falling into the above categories, it is permissible to use the nearest appropriate category or use a new configuration using similar principles to those above.</p> <p>^f Some units are buried a minimum distance below the top surface of the floor. This distance can be added to the Z dimension, provided the requirement is clearly stated in the installation documentation.</p> <p>^g The grid positions and dimensions reflect the position of the centre of the probe. The grey circle shows an example of the probe position with respect to the grid.</p> <p>^h Some units are circular or oval but approximate dimensions would reflect the rectangular sizes given.</p>							

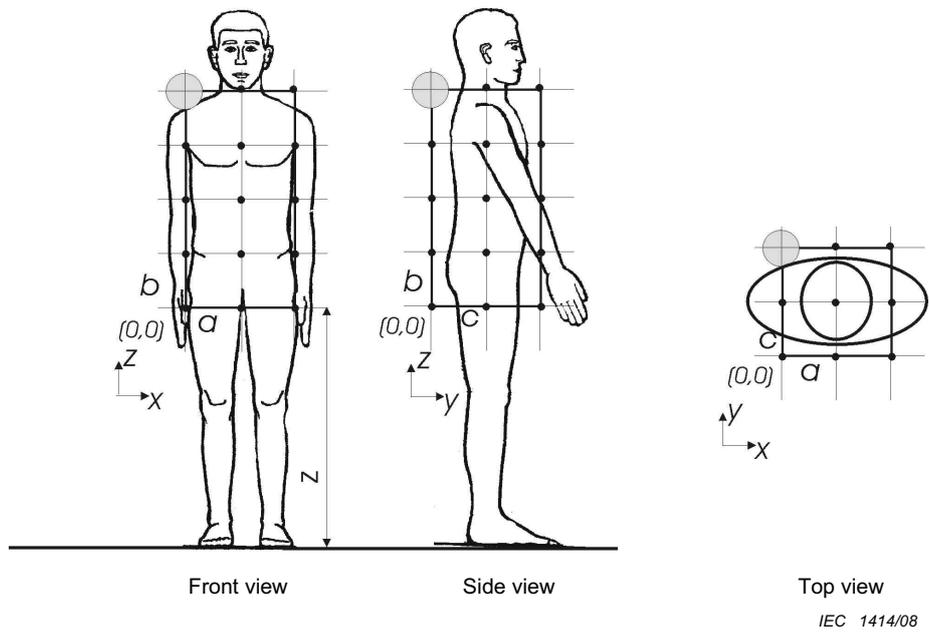


Figure 1 – General torso grid

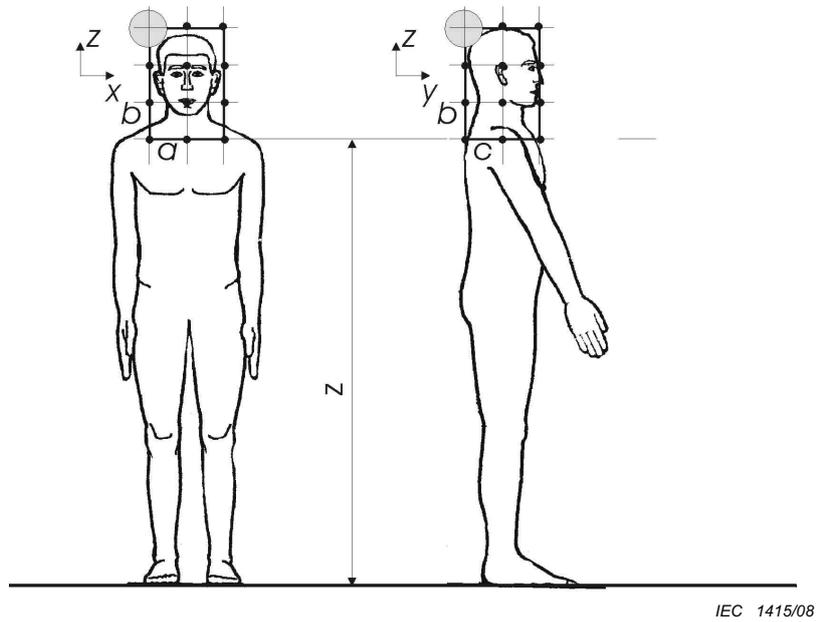


Figure 2 – General head grid

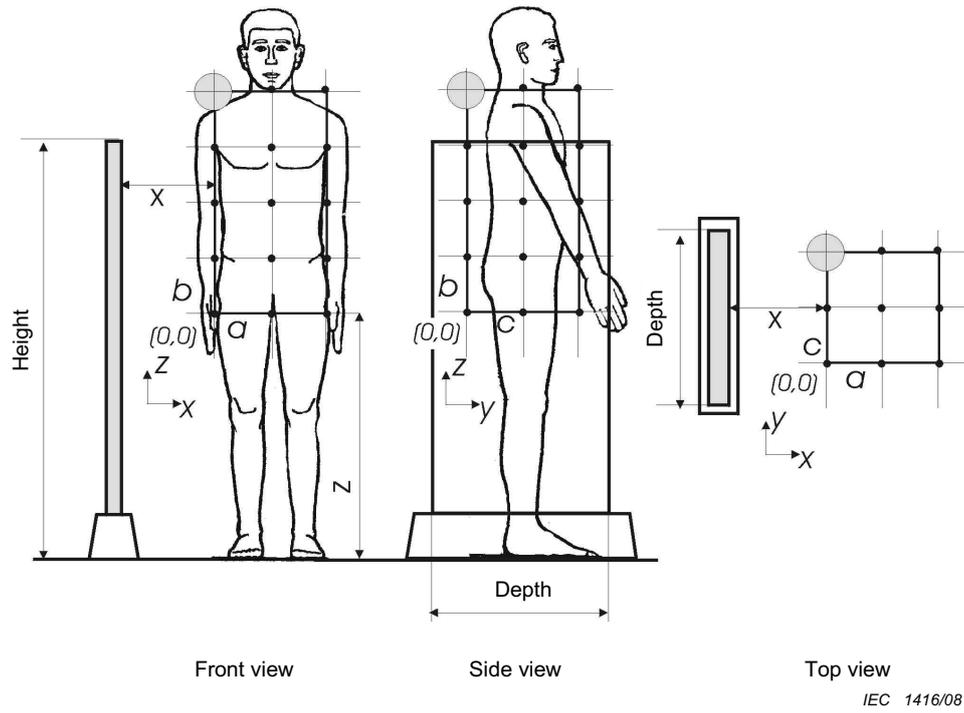


Figure 3 – Single floor standing antenna

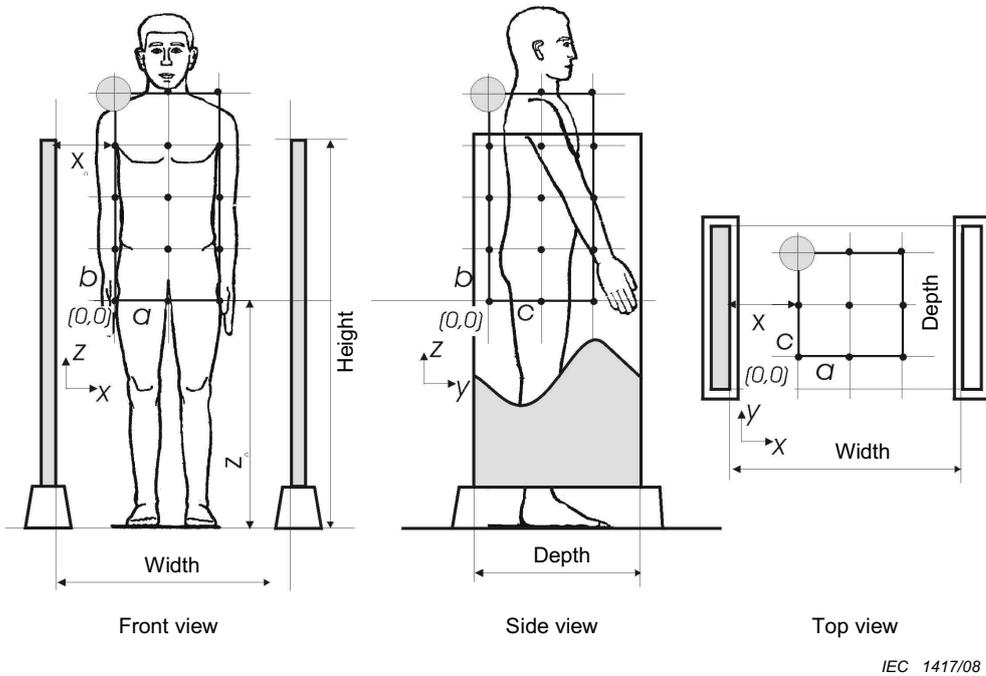


Figure 4 – Dual floor standing antenna

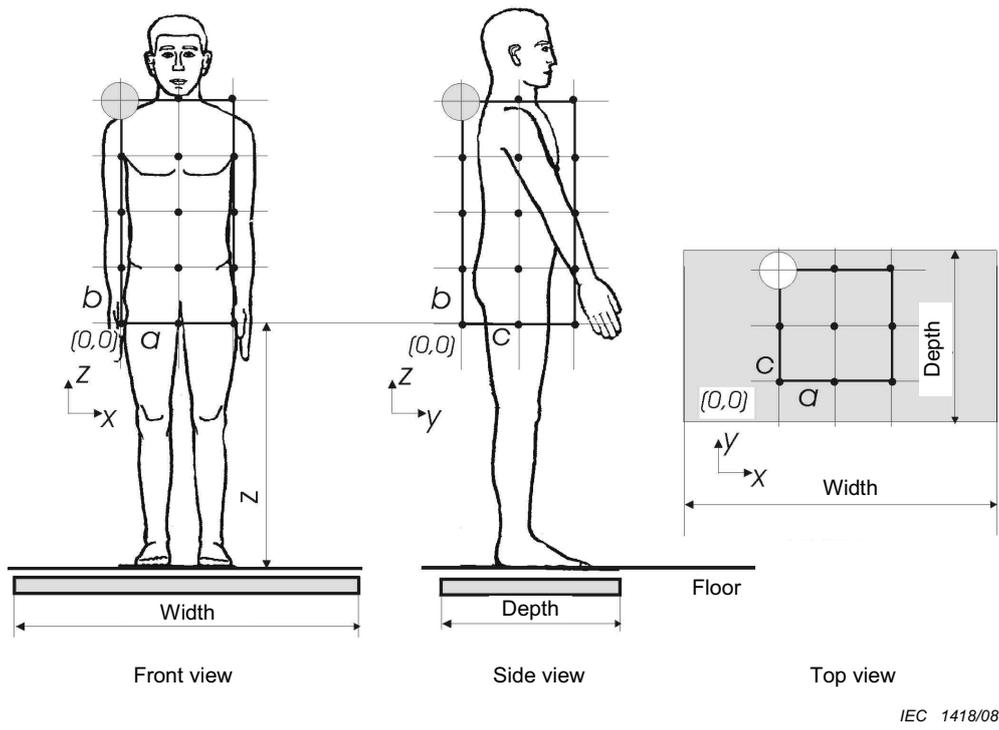


Figure 5 – Single floor antenna

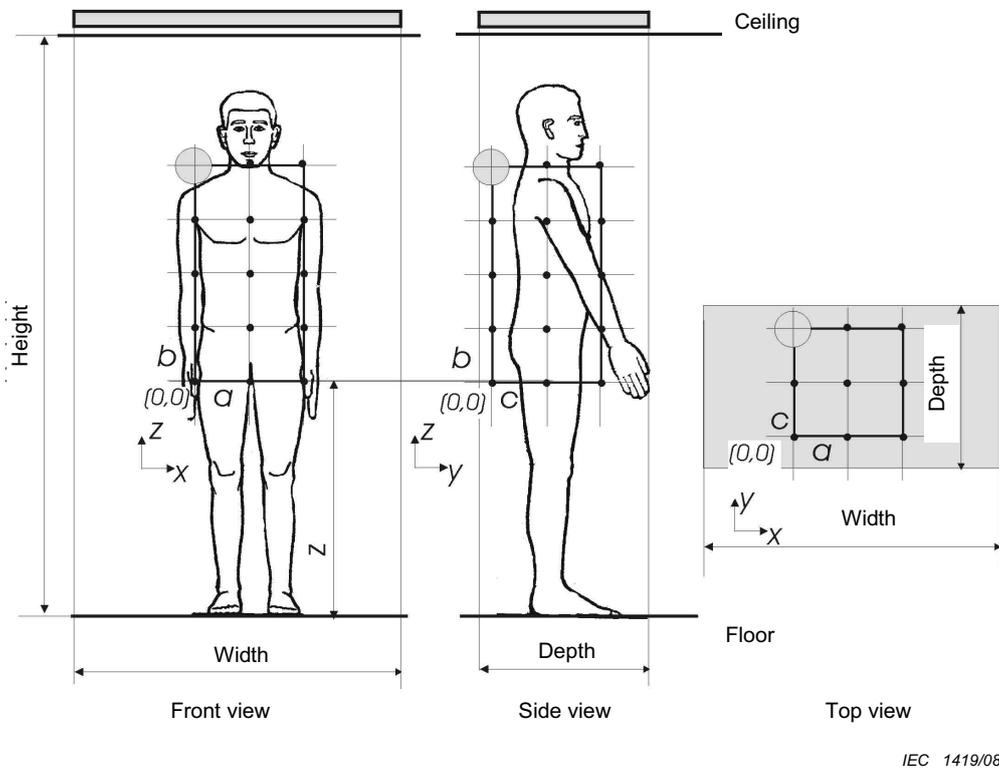


Figure 6 – Single ceiling antenna

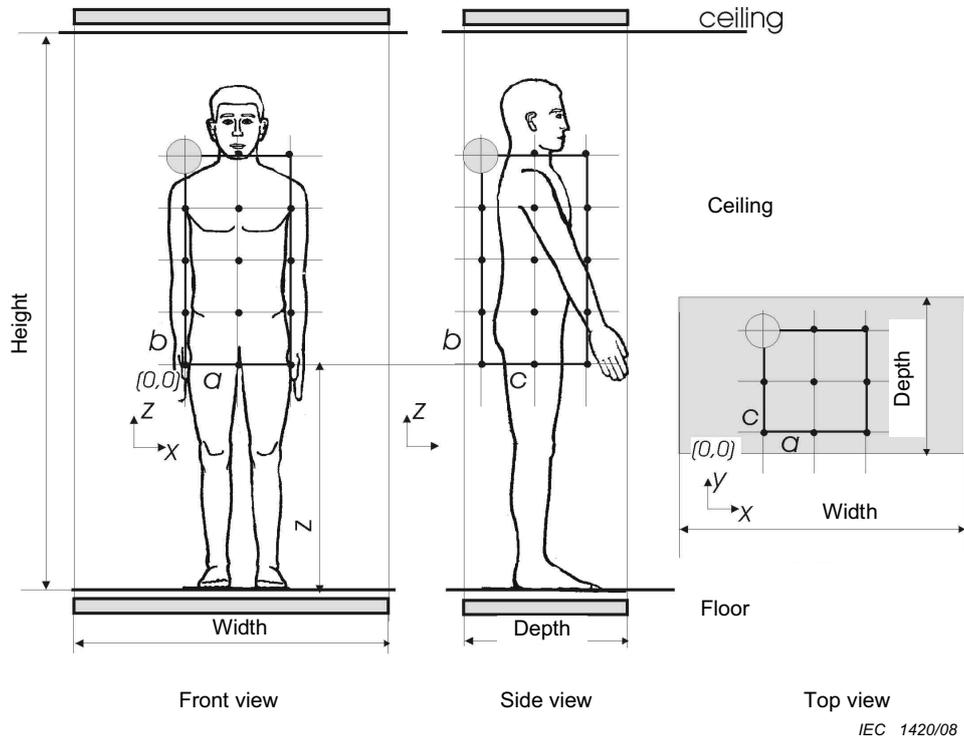


Figure 7 – Combined floor and ceiling antennas

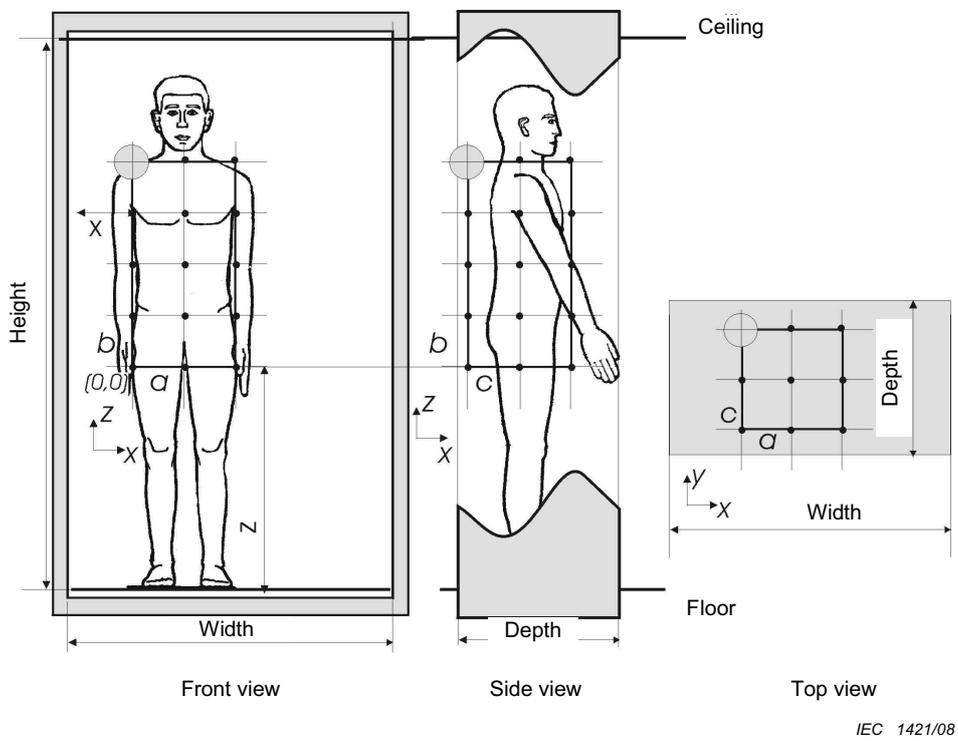


Figure 8 – “Walk-through” loop antenna

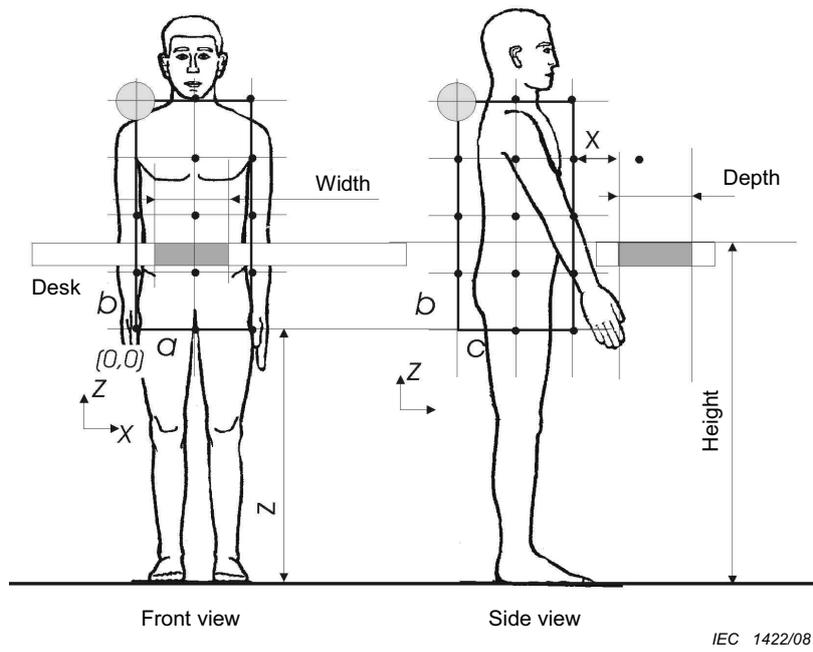


Figure 9 – Counter or desk mounted antenna

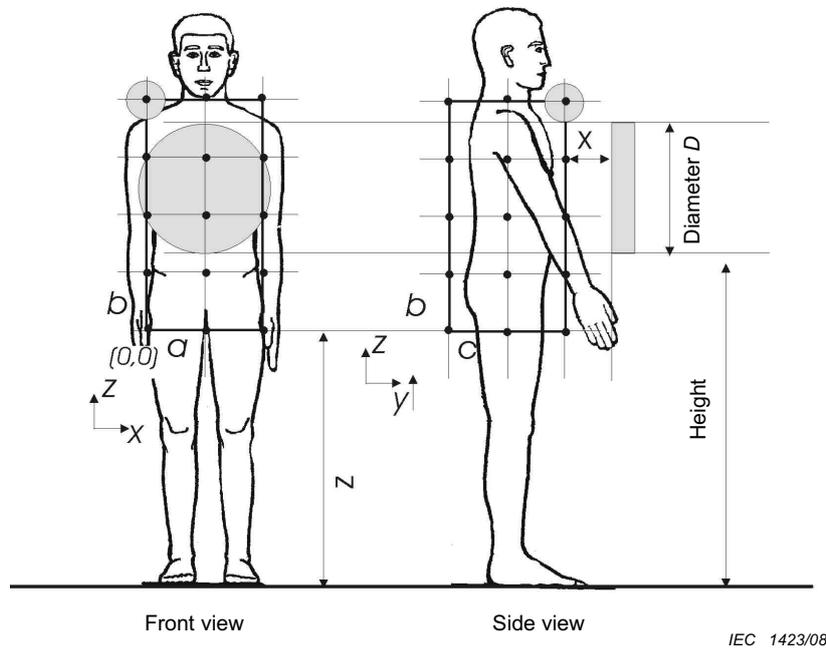


Figure 10 – Vertical, wall or frame mounted antenna

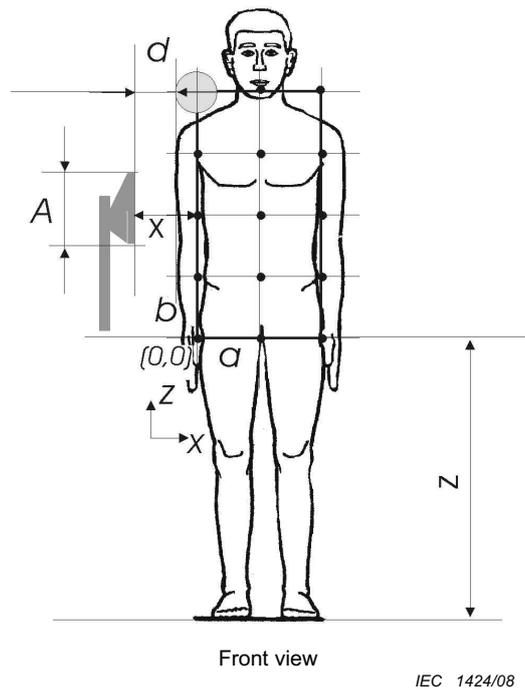


Figure 11 – Hand-held antenna

4.3 Specific absorption rate (SAR) measurements

4.3.1 General

There are three main methods to directly measure SAR in human body phantoms:

- internal electric field strength measurements for evaluation of localised SAR;
- internal temperature measurement for evaluation of localized SAR;
- calorimetric measurement of heat transfer for evaluation of whole-body-averaged SAR.

IEC 62209-1 and IEC 62209-2 contain considerable information on SAR measurement procedures. The detailed procedures from those standards may be used as the basis for evaluation of the devices, provided the method used is documented and provides results with a known uncertainty (see Clause 8), or which inherently overestimate the exposure.

The following subclauses provide some general information and some specific information relevant for SAR evaluation of devices covered by this standard, to assist when using IEC 62209

4.3.2 Internal electric field strength measurements

Evaluation of SAR via E-field measurement is performed using a miniature probe that is automatically positioned in a liquid-filled phantom model of the human body or a part of it (for example: the head), which is exposed to an electromagnetic field. From the measured E-field values, the SAR distribution and the maximum mass averaged SAR value can be calculated according to

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E_i^2 \quad (1)$$

The *E*-field probe should have an isotropic response (within ± 1 dB). Because of the short wavelength in tissue and since the field may have large spatial gradients, the probe size should be as small as possible (for example: dipole length 2 mm to 4 mm). The probe should affect the field as little as possible. Care has to be taken to avoid significant influence on *SAR* measurements by any reflection from the environment (such as floor, positioner, etc) or from unknown sources.

NOTE To obtain 3-dimensional *SAR* distributions in exposed human phantoms by the *E*-field-probe technique, it is preferable to use an automatic probe positioning system, for example an industrial robot.

The measurement equipment shall be calibrated as a complete system. Sensitivity, linearity and isotropy of the probe system shall be determined in the tissue equivalent liquid. Measurements in close vicinity to media interfaces result in errors due to boundary effects. These effects depend on the probe size and can be quantified as a function of distance from the surface using a waveguide calibration set-up. Having been quantified, these effects can be compensated for in order to minimize errors.

4.3.3 Internal temperature measurements

Evaluation of *SAR* via temperature measurement is performed using a temperature probe that is positioned in a liquid-filled phantom model of the human body or a part of it (for example: the head), which is exposed to an electromagnetic field. From the measured temperature increase, the local *SAR* distribution can be calculated using the formula

$$SAR = c_i \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2)$$

where ΔT is the temperature rise during the small time interval Δt and c_i is the specific heat capacity of the body tissue in $\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$. The temperature-rise measurement has to start at a thermal balance. This equation is applicable under the condition that the heat diffusion effect can be disregarded. If the diffusion effect cannot be disregarded, an integral equation including the heat-diffusion factor has to be employed.

Common types of available equipment for temperature measurements in exposed body models use probes consisting of a high-resistance thermistor or optical probes. Temperature probes have very small tips; this allows high spatial resolution. The temperature resolution of these probes is typically 0,005 K to 0,1 K, which limits the sensitivity of *SAR* to about 0,03 W/kg. In order that the probe does not perturb the electromagnetic field, it is constructed using high-resistance thermistors connected to high-resistance leads or by using fibre optics.

NOTE To determine the three-dimensional *SAR* distribution or local peak *SAR* in a phantom model, the temperature probe has to be moved inside the phantom using a similar positioning system as for *E*-field probes.

Temperature rise in a phantom model (or even at the surface of a real human being) can also be assessed by infrared imaging devices. Hence, a thermographic camera may be used to determine the 2-dimensional temperature-rise and *SAR* distribution in solid phantom cross-sections or at surfaces. First the phantom has to reach uniform temperature. Directly after the exposure of a few seconds the phantom is placed in front of the thermographic camera and a thermographic image is immediately taken to map the temperature-rise profile. Temperature profiles inside the phantom may be taken by separating the phantom at specially prepared cuts.

The sensitivity of temperature sensors is relatively low in comparison to *E*-field probes. In order to achieve a reasonable sensitivity in *SAR* evaluation via temperature measurement, in general, high-power exposure sources have to be applied to get a sufficient temperature increase in a short time interval. Some devices have to be fed in the test with an additional (external) source.

Calibration of temperature-measurement equipment includes, beside the general probe calibration, a careful evaluation of heat diffusion processes.

4.3.4 Calorimetric measurements of heat transfer

Calorimeters allow the measurement of the whole-body averaged or partial-body averaged SAR for human body models exposed to electromagnetic fields. Averaged SAR is derived according to the equation below by measuring the total energy absorbed in a body, ΔW , with mass, m , during an exposure time Δt :

$$SAR = \frac{\Delta W}{m \Delta t} \quad (3)$$

Starting at thermal equilibrium with the environment, the exposure time is typically about several minutes. Heat diffusion inside the phantom is no problem to the resulting averaged value. However, thermal radiation and convection losses have to be avoided by controlling the environmental conditions and restricting the exposure time.

For whole-body averaged SAR measurements, human-size calorimeters are used, while small calorimeters may be used for measurements of partial-body averaged SAR or for measurements in scaled-down whole-body phantoms. After exposure the phantom is quickly put into the calorimeter container where it is allowed to reach thermal equilibrium in a known mass of water over a period of typically up to several hours. The calorimetric twin-well technique uses two calorimeters and two identical body models. This means that the measurement can be performed under less-well-controlled thermal conditions than a normal calorimetric measurement. Calorimeters can give very accurate averaged SAR values, but do not give any information on the three-dimensional SAR distribution within the body.

4.3.5 Phantom models and fluid

The size of the phantom model needs to be large enough to allow evaluation of the SAR effect from the device. The maximum size of phantom is a real human sized model, for a whole body or the part of the body for which the evaluation is being made.

The fluid used in the evaluation should have characteristics representative of the body for the frequency of operation of the device being evaluated. Such fluids are normally created for the purpose. Differences from the expected body characteristics should be noted and included in the uncertainty evaluation.

4.4 Numerical evaluations for comparison against basic restrictions

4.4.1 General

In cases where measured values exceed derived reference values, compliance may be demonstrated by comparison against basic restrictions. This can be achieved by simple analytical or numerical modelling as outlined in the following subclauses. It is not necessary to assess the exposure using all of the subclauses in 4.4

4.4.2 Evaluations using homogeneous models

In order to model dosimetric quantities for comparison against basic restrictions, a simplified body shape of uniform conductivity is used. Suitable body models are disks, cubes, prolate spheroids or simplified homogeneous human body shapes (Figures 12, 13 and 14). For further details of the shapes see Annex B. The dimensions should be as in Table 2, unless specified in the exposure requirements being used for the limits.

It is possible that for the normal method of use of a piece of equipment, those dimensions are not appropriate. In that case, other dimensions may be used provided they are justifiable. The field values used with the model can be either the measured ones or modelled (as above). The tissue conductivity used should be as described in Annex B, Table B.6.

For modelling with non-uniform fields, a computational software package is likely to be required which is capable of some form of physical modelling, using finite difference, finite element or boundary element methods. Again suitable software models are commercially available; often these enable both the fields and the induced current to be modelled in the same package. Such commercially available software should be suitable for checking compliance with basic restrictions. The package, and its method of use, can be tested by comparison against an analytical solution in a simple case, such as a disk of uniform conductivity, or a layered cylinder or sphere with uniform conductivity for each of the layers, in a uniform magnetic field. After averaging over relevant cells of the model, the numerically calculated current density should agree with the analytically-derived value to within 20 %: this serves as a validation check on the software being used for the computations.

It is usually only necessary to validate the model once. It is not necessary to revalidate the model every time it is used. Such validation could be provided by the software supplier.

In certain very simple cases, such as circularly symmetrical fields, numerical integration of an analytical expression may be possible using less complex and lower cost software packages.

The results of the modelling may be specified as induced current density, in-situ electric field or SAR, defined over the appropriate averaging size, for localised or whole body evaluation. The maximum value over the modelled space (averaged according to the exposure requirements being used) should be compared with the appropriate basic restriction.

If the relevant basic restrictions are exceeded using this comparison, it may be possible to demonstrate compliance by taking account of tissue non-uniformity and shape, using computational dosimetry, as outlined in 4.5.

Table 2 – Dimensions and distances for simplified body shapes

	Body/Torso (cm)			Head (cm)		
	h	w	d	h	w	d
Disk	60	4	-	30	4	-
Cube	60	30	30	30	20	20
Spheroid	60	30	-	30	20	-
Human	See Annex B.					
The distances for X and Z should correspond with those specified in Table 1.						

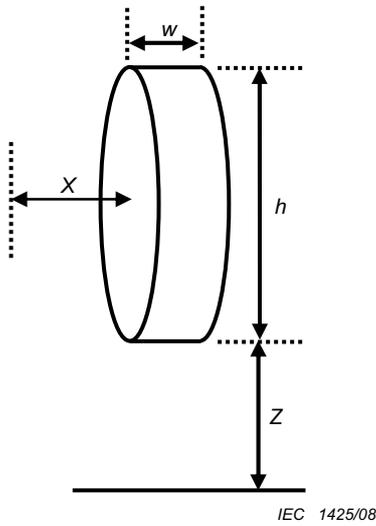


Figure 12 – Disk model

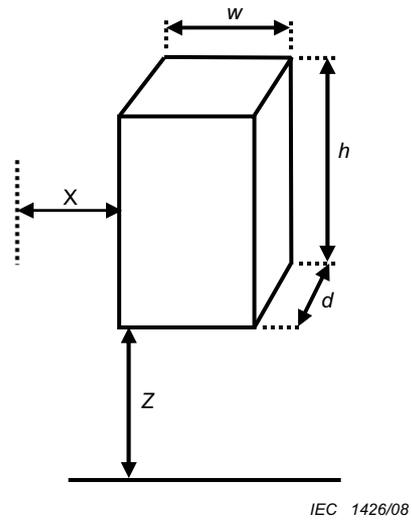


Figure 13 – Cubic model

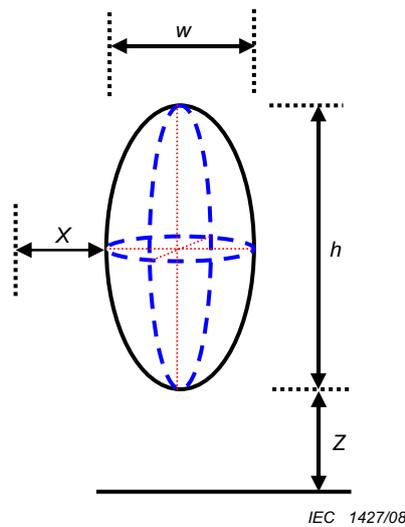


Figure 14 – Spheroid model

4.4.3 Special case of inductive near-field exposure 100 kHz to 50 MHz

This is a special case for near-field exposure (even under the assumption of uniform field) for sources at 100 kHz to 50 MHz.

At frequencies below 100 kHz, induced current density or in-situ magnetic field are the dosimetric quantities. Some exposure guidelines extend these low frequency dosimetric quantities up to 10 MHz. At frequencies above 100 kHz, the dosimetric quantity is SAR, and the magnetic field is generally considered in its interaction with the body as if it were a component of a plane electromagnetic wave. When non-uniform exposure occurs in the inductive near field of a source above 100 kHz, this approach may overestimate SAR, since the electric field component is much smaller than assumed for a plane propagating electromagnetic wave.

It is more appropriate in circumstances of inductive near-field exposure to assess compliance with the basic restriction using a dosimetric model based on the interaction of just the magnetic field with the human body. The model for dosimetric quantities used below 100 kHz can be extended to frequencies up to 50 MHz. At 50 MHz, the near field extends out to about 1 m, and within this distance, the magnetic field is the predominant field component.

SAR can still be used as a dosimetric quantity, so that conformance is tested against basic restrictions in *SAR* as well as induced current density. Even at frequencies where there is no basic restriction on induced current density, the induced current density can still be used to calculate the localised *SAR* from the relationship

$$SAR = \frac{|J|^2}{\sigma\rho} = \frac{\sigma|E|^2}{\rho} \quad (4)$$

where *J* is the rms value of the induced current density, *E* is the rms value of the in-situ electric field, σ is the electric conductivity and ρ is the density of body tissue (see B.2.3).

The relationship between *SAR* and *H*-field can be calculated using a simple uniform-field-in-a-ring model linking *J* and *H* (see Annex B.2.1). It is an extension of the reference values upward in frequency for the special case of near-field magnetic exposure.

Because there is a basic restriction, in some standards or guidelines, on the induced current density, *J*, at frequencies up to 10 MHz, it is important that when *SAR* time-averaging is applied, the instantaneous field is not sufficient to cause *J* to exceed the relevant basic restriction on current density.

4.4.4 Frequencies > 50 MHz

In the near field, there is no simplistic modelling technique currently available. For far fields, commercially available modelling software can be used to determine fields, which may be compared against reference values.

If the reference values are exceeded in the far-field, then analytical techniques may be employed to calculate localised *SAR*. If the reference values are exceeded in the near-field, then compliance with basic restrictions should be assessed directly. There may be simple analytical approaches to this, but it is likely that the presence of a person or a part of the body (i.e. head) will affect the radiation characteristics of the antenna. It is usual in this situation to use numerical modelling in which the antenna and body are treated as part of a coupled system.

4.4.5 Localised *SAR* (100 kHz to 10 GHz)

Some exposure requirements specify localised values of maximum *SAR*. For example, many exposure requirements define localised *SAR* averaged over 10 g or 1 g of contiguous tissue, either as a cube or with its shape undefined. Calculations can be made of the effective power into localised tissue volumes. The simplest form of this is to assume that all the transmitted power goes into the averaging mass of tissue.

$$P_{\text{Max}} = SAR_{\text{Max}} \times M_{\text{Tissue}} \quad (5)$$

where

SAR_{Max} is the basic restriction or limit for localised exposure

M_{Tissue} is the mass of contiguous tissue, used for the averaging

P_{Max} is the maximum power delivered to the antenna, assuming all power is absorbed by the mass of contiguous tissue, independent of its shape.

As an example, for an SAR_{Max} of 2 W/kg (0,002 W/g), averaged over 0,01 kg (10 g) of tissue: any device that supplies less than 20 mW ($= 2 \times 0,01$ W or $0,002 \times 10$ W) from its antenna port, will not exceed the 2 W/kg SAR level.

Modelling the maximum proportion of the power that is absorbed by the tissue can extend this, but care must be taken to include any refractions or reflections in the environment. As in previous subclauses, the proportioning model should be validated by comparative measurement.

4.5 Evaluations using non-homogeneous models for comparison against basic restrictions

4.5.1 General

It is acceptable to show compliance using computational dosimetry. Such evaluation involves the use of sophisticated millimetre resolution body models (with voxel² resolutions of the order of 2 mm to 6 mm). These models are often derived from MRI data or from photographs of the anatomical sectional diagrams, and include accurate tissue conductivities, including those for the heart or Central Nervous System (CNS) tissues, such as the brain and the spinal cord. This subclause does not specify any one individual method, model or technique, as several are equally applicable and accurate. Research is continuing in this area and new methods and information will become available. These can be used, provided the criteria set out in this subclause are met.

Induced currents, in-situ electric fields and SAR and power density distributions are calculated at the resolution of the model used. Because the models that are used are anatomically based, it is possible to obtain results specifically for particular tissue types, for example in the CNS tissues (the brain and/or the spinal cord), or other types as appropriate for the type of exposure under consideration and the exposure requirements being used.

If such modelling techniques are used, appropriate validation is required. This can be provided by peer review, appropriate published reference citations or comparison against other reviewed or referenced models.

4.5.2 Anatomical body models

The International Commission for Radiological Protection has defined a "standard man" [7] as 1,76 m tall. Based around this, models that fulfil the following criteria are suitable for use:

- height (from top of head to base of heel): 1,76 m \pm 8 %;
- representative human shape;
- representative of the inhomogeneous structure of the human body;
- realistic dielectric properties of tissues;
- data resolution better than or equal to 10 mm steps.

There are a number of anatomical body models in use. These are based on medical imaging data or anatomical cross sectional diagrams/pictures and are representative of a human man. The actual data sets may be scaled to fit the above criteria. For localised exposure situations it is also acceptable to model using just the part or parts of the body specifically affected.

Example body models are described in Annex B and in many of the references contained in the bibliography. Many of them are specific to the institution or author concerned, but are still suitable for use if the above criteria are met. A more publicly available example is the Visible Human Project from the National Library of Medicine, Bethesda, MD, USA. There are commercially available data sets based on the Visible Human information.

2) A voxel is a volume unit corresponding to the smallest element of a tridimensional space to which individual characteristics such as colour or intensity can be attributed.

Another important part of the modelling process is the characterisation of the electrical properties of the various tissue types. Each of the tissue types in the body model must have the electrical/dielectric properties associated with it, included in the overall model. The electrical properties are often frequency dependent, so this must also be taken into account. More details are available in Annex B.

When there are several tissue types within the same voxel, it is normal practice to use an average of the tissue properties for modelling purposes. It is also acceptable to use the worst-case tissue type (the one providing the highest value of induced current densities, in-situ electric fields or SAR distributions as appropriate for that voxel) or the tissue type of concern, instead of calculating an average. If a voxel or averaging area contains the required tissue type, it is acceptable to assume that it contains only that tissue type for the purposes of the model.

4.5.3 Calculation/modelling method

Over the years, several computational methods have been proposed for calculations of induced current densities, in-situ electric fields and SAR distributions in heterogeneous anatomically based models of the human body. These are the finite element method (FEM), finite integration technique (FIT), impedance method, the scaled frequency finite-difference time-domain (FDTD) method, and the scalar potential finite difference (SPFD) method. Additional details of these are provided in Annex B.

All the methods can be used for uniform field exposure conditions. Quasi-static methods (where it is assumed that the phase of the incident field is constant across the body being modelled) are suitable at lower frequencies, where the body dimensions are small in comparison with the wavelength (up to about 30 MHz). Methods based on the solutions of Maxwell's equations (e.g. the FDTD method) are preferred at higher frequencies.

Specific care must be taken when modelling the non-uniform vector magnetic fields characteristic of dominant magnetic field lower frequency EAS/RFID devices, that the methods adequately cover the non-uniformity of the fields.

Typical resolutions are on the order of 6 mm to 10 mm for a coarse representation of the whole body model and 2 mm to 4 mm for finer modelling of the specific regions involving the specific tissue types required. It is also then possible to use these results to calculate an average value at a lower resolution, if necessary. For example, some exposure requirements have specified averages over 1 cm². Unless specifically defined in the exposure requirements being used, the averaging area should not extend outside the outer boundary of the body being evaluated, when the average is calculated.

4.5.4 Position of the body in relation to the unit under evaluation

The position of the body in relation to the unit under evaluation should reflect the principles defined in 4.2.3. Because there are differences in the body models available, an exact location match may not be possible, however dimensions provided in Table 1 should be respected to within $\pm 10\%$. It is possible to use positions other than this but the use of these must be representative of actual use of the unit and this must be clearly stated in the evaluation report.

4.6 Measurement of limb and touch currents

Both limb currents and touch currents can be measured by using a clamp on current transformer on an arm or leg. For currents passing through the legs, stand-on current meters may also be used in lieu of a clamp-on current transformer.

As an alternative to measurement, it is possible to directly model some of the currents using the techniques given in 4.4 and 4.5.

5 Measurements for field monitoring

5.1 General

This clause provides methods to evaluate the emitted field on installed equipment. When performing this type of evaluation it is necessary to take account of the following points.

- The equipment being assessed can produce fields in excess of the reference values from the relevant exposure requirements, provided it meets the basic restrictions. It is usually not possible to measure the basic restrictions directly.
- There are significant effects due to background noise and other sources in the environment.
- There may be several pieces of equipment (not all of which would be covered by this standard) contributing to the overall measured value. This could cause the overall exposure to be above levels in the appropriate exposure requirements, while the exposure due to the equipment covered by this standard is below those levels.

5.2 Field measurements

5.2.1 Measurement where persons spend significant periods of time

This subclause should be used where the exposure requirements are specified for areas where the general public spends significant periods of time. The exposure from equipment covered by this standard is of a transitory nature and so the general public would normally only be exposed for short periods. This subclause is for exposure evaluation when not directly using the system. If this is not specified, 5.2.2 should be used.

The level shall be evaluated using the method in 4.2.1, but at a distance of 2 m around the equipment (see also A.2.4). If the position of the equipment is such that the distance to the normal position where people spend significant periods of time is different from 2 m, this distance shall be used and noted with the results. Separate measurements, at a different distance, may be needed if workers are exposed at a different distance than the general public. If the measured value is in excess of the reference values used for comparison, additional evaluation may be necessary. Many exposure guidelines and standards have different reference values for workers than those for the general public so the appropriate comparison values should be used for worker or general public exposure evaluations.

5.2.2 Detailed measurements for non-transitory exposure

The level shall be measured using the method and distance as defined in 4.2, as appropriate for the equipment and exposure guidelines being used. If the measured value is in excess of the reference values used for comparison, additional evaluation may be necessary.

5.3 Additional evaluation

Should the reference values be exceeded, it may not be due to any one piece of equipment but may be due to the overall combination of sources at that location. Alternatively, it may be due to one piece of equipment, which is still compliant with the basic restrictions. In these cases additional evaluation can be made for all equipment contributing to the exposure, as detailed below:

- adjusting the position of some pieces of equipment, where possible, to minimise the overall exposure;
- tests repeated on individual pieces of equipment (or similar equipment) in a controlled test environment;
- comparison of equipment settings (currents, voltages etc.) with information provided in the user guide or installation guide for the equipment;
- comparison of the equipment against the Technical Documentation, including any evaluation results covered by this standard;

- evaluation of equipment according to 4.3, 4.4 or 4.5, for comparison against the appropriate basic restrictions.

Because of the technical detail required in the evaluation, the manufacturer or original equipment supplier would have to be consulted whilst performing the evaluation. The total exposure shall comply with the basic restrictions.

6 Exposure from sources with multiple frequencies or complex waveforms

The operating nature of devices covered by this document is such that they operate on one or more discrete frequencies with other frequencies suppressed by more than 30 dB. Where this is the case, the exposure evaluation can be made at the declared operating frequency or frequencies without requiring all other frequencies to be assessed. If this is not the case, then an exposure evaluation must be made at all frequencies to which this does not apply.

Devices that operate at multiple frequencies may not use all the frequencies simultaneously. The effects of non-simultaneous operation are not additive so separate evaluation can be made for each frequency or frequencies not used simultaneously. If time averaging is being used then all frequencies transmitted during the averaging period should be considered.

In situations where simultaneous exposure to fields of different frequencies does occur, the possibility that these exposures will be additive in their effects must be considered. It may also not be possible to effectively assess devices emitting a complex, non-sinusoidal, waveform. If that is the case, the waveform may be considered as a Fourier type series of related frequencies which are additive in effect.

The biological and health effects are different at low frequencies from those at higher frequencies. At lower frequencies the biological effects are due to electrical stimulation and at higher frequencies they are based on thermal considerations. Calculations based on such additivity should be performed separately for each effect; thus, separate evaluations should be made for thermal and electrical stimulation effects on the body. Different exposure requirements have slightly different calculation methods for adding multiple fields. The methods described in them should be used when assessing compliance against them.

Various exposure requirements adopt different, specific approaches to short duration pulses. Such approaches include calculation of an effective frequency using Fourier techniques, or a weighted peak approach [8]. For waveforms consisting of a sinusoidal carrier frequency contained within an envelope of short duration bursts (provided at least 5 carrier cycles are included), the evaluation can be made by comparing the maximum peak amplitude against the peak value of the limit obtained from the appropriate guidelines. This is in addition to showing compliance of the rms amplitude of the waveform with the rms limit from the appropriate guidelines. The technique appropriate to the exposure requirements being used for compliance evaluation should be used.

7 Exposure from multiple sources

To determine the total exposure from multiple sources, the summation formulae for simultaneous exposure to multiple frequencies applicable to the exposure requirements under consideration should be used.

Some exposure requirements use induced current or in-situ electric fields as a basic restriction up to 100 kHz (or 10 MHz) and SAR from 100 kHz. In such cases, the exposure from 0 kHz to 100 kHz (or 0 MHz to 10 MHz) and from 100 kHz to 300 GHz should be assessed independently. Any values at frequencies that overlap the two ranges should be included in both exposure evaluations.

If there is a time relationship between the exposures from different sources, this can be taken into account. For example several sources may be synchronised so they cannot emit

simultaneously such as with a “listen before talk” spectrum management system, where only one would transmit at any time. For exposures using time averaging, all sources should be considered which are emitting during the averaging time.

When combining the exposure from multiple sources it is necessary to also take account of the spatial relationship of the sources to the exposure position. Most equipment is assessed at a set distance but the exposure position may be further away in the case of multiple sources. The exposure from a source reduces as the distance from the source increases, in many cases quite dramatically (inverse second or third order relationship).

The simultaneous exposure formulae in currently published exposure guidelines do not include a means of specifically combining basic restriction proportions with those from reference values. It can be difficult to directly add the exposure due to more than one source if some of the sources are assessed against basic restrictions and some are assessed against reference values.

Annex C (informative) contains a method which may be used to combine the exposure from multiple sources when some of the sources are assessed against basic restrictions and others against reference values. The method is simplistic and conservative and so cannot be used to show non-compliance.

8 Uncertainty

8.1 General

Uncertainty is a statistical evaluation of the quality of the results of the evaluation being performed. The actual value of the item under evaluation may be above or below the assessed value by any amount up to the determined uncertainty (to a confidence level of 95 %). In itself uncertainty is not an error value that must be added or subtracted, however some guidelines or standards may require it to be included in the overall evaluation of a product or exposure situation. Annex D provides information on possible ways to include uncertainty, if required.

Different regions, countries and even agencies treat the inclusion of uncertainty in different ways. Also different methods and assessors will have different uncertainties.

This clause provides a guide to the uncertainty of the different methods of evaluation. It also provides an overall level of uncertainty which can be considered reasonable when assessing equipment. In all cases, the evaluation shall be made based on a representative sample of the equipment. Production variations are not included in the evaluation.

8.2 Evaluating uncertainties

The uncertainties in the evaluation method should be evaluated according to the methods described in the ISO *Guide to the expression of uncertainty in measurement* [9]. A good overall interpretation of this, in a context of somewhat similar electromagnetic compatibility measurements, is provided by LAB 34 [10], and the basic principles therein can be used for both measurement and numerical modelling uncertainties. A similar document for mobile radio equipment is ETSI TR 100 028-1 [11] and any small differences obtained by using the two documents is not considered significant. CISPR 16-4-2 [12] also provides information on uncertainties and handling them.

8.2.1 Individual uncertainties

The individual uncertainties shall be evaluated and stated as equivalent standard deviations to the result. A judgment must be made on how individual uncertainty values would affect the final result (not all of these would be directly proportional) and the effective uncertainty caused to the result should be used wherever possible.

8.2.2 Combining uncertainties

Calculating the accumulated standard deviation is achieved by combining the standard deviations of the individual contributors to the overall uncertainty. The calculation of the accumulated uncertainty is achieved by combining the individual, uncorrelated, standard deviations by the root-sum-of-the-squares (RSS) method.

The uncertainty shall be evaluated based on the accumulated standard deviation expanded by a factor of 1,96, to obtain a 95 % confidence level.

8.3 Examples of typical uncertainty components

The following typical uncertainty components are only examples. There may be other components, which are not listed, and some of the listed examples may not be present or may not be significant in the overall evaluation.

8.3.1 Measurement

- Size and shape of the measurement probe (including the relative coil positions)
- The actual position of the probe in relation to the planned measurement point
- Calibration or stated accuracy of the measurement instrument
- Interaction between the equipment under evaluation and the measurement system
- Repeatability
- Effect of the environment during the measurement

8.3.2 Numerical calculation

- Variation in the anatomical model size and weight from the standard man
- Uncertainty in the values of tissue electrical properties
- Voxel size and shape
- Calculation method uncertainties
- Accuracy of the modelled parameters of the equipment being assessed

8.4 Overall uncertainties

The overall maximum uncertainties as given in Table 3 are reasonable.

Table 3 – Maximum total evaluation uncertainties

Frequency	Measurement	Numerical modelling
< 10 kHz	+58 %, -37 % (+/- 4 dB)	+/- 50 %
10 kHz to 1 MHz	+41 %, -30 % (+/- 3 dB)	+/- 50 %
1 MHz to 30 MHz	+41 %, -30 % (+/- 3 dB)	+/- 40 %
30 MHz to 1 GHz	+100 %, -50 % (+/- 6 dB)	+/- 40 %
1 GHz to 30 GHz	+100 %, -50 % (+/- 6 dB)	+/- 50 %

9 Evaluation report

The evaluation report shall contain or have appended to it, the following minimum information:

- trade name or product reference of the unit under evaluation;
- contact details for the submitting organisation or person;
- contact details for the evaluating expert and/or organisation;

- identification of the subclauses of this standard used;
- description of the unit under evaluation, including emission type, power adjustment, output levels and any modulation effects;
- description of the spatial positioning of the unit under evaluation and the exposure position(s), including evaluation points;
- detailed description of the method used (including, where appropriate, published references and clauses from other international standards used);
- uncertainty;
- summary and explanation of the results.

In the case of evaluations made by measurement the following shall also be included

- power adjustment on the unit under evaluation (if applicable);
- details of the measurement equipment, instrumentation and any special fixtures and ancillary equipment used;
- description of the measurement environment, ambient temperature, humidity, and any background levels which could affect the results;
- diagram of the measurement points;
- measured levels and frequencies at each measurement point.

In the case of evaluations done by numerical modelling, the following shall also be included:

- explanation of the model representing the shape and emission of the unit under evaluation and, if appropriate, the results of any validation;
- summary of the body model and tissue parameters used (including published references or data sources where appropriate);
- summary of the body model position and the position of the specific tissues under consideration, in relation to the unit under evaluation;
- explanation of the modelling/calculation method used (including published references where appropriate).

Annex A (informative)

Characteristics of equipment

A.1 Introduction

EAS and RFID systems are intended for only brief, transitory use by members of the public. If a person lingers within the system then they will usually block a passageway, so they will be moved on by other users or by security guards. Normal walking pace through a system is approximately 1 ms^{-1} (about $3,6 \text{ km h}^{-1}$), and the detection zone is at most 1 m long (along the path through the system). Exposure duration is thus normally approximately 1 s.

If a customer or user is slow or hesitant in passing through the system, then exposure duration could extend to approximately 10 s. In exceptional circumstances a customer or user may become caught in a queue inside a system. In such cases, exposure duration could be no more than a few minutes, so the longest exposure in such systems is generally regarded as brief.

A.2 EAS Equipment

A.2.1 General description

Electronic article surveillance (EAS) systems use electromagnetic fields to prevent unauthorised removal of items. They are most commonly used in shops, supermarkets, and boutiques to prevent theft. They are also used to monitor the removal of books in libraries and also in hospitals to stop kidnapping of babies.

EAS systems are composed of two main parts; the detection system, and the detected transponders. The detection system usually consists of two sub-elements: the current-generation and processing electronics, the field-generation and detection antennas. The detection system antennas are the most significant source of electromagnetic fields.

The antennas are usually visible and recognisable as flat panels, loops, or pillars at or near the store exit. The main magnetic fields exist between the panels, in the “detection zone”. The detection electronics are usually concealed in a cupboard or behind a fascia in the store or the checkout, or they may be integrated into the panels. The transponders are always distributed throughout the store, attached to articles.

The transponders are in the form of detachable tags or labels and cause a slight perturbation of the fields in the detection systems. They are usually “passive” in the sense that they do not contain any power source, although they may contain a small number of electronic components such as diodes. Most transponders are disposable; i.e. they leave the store together with the goods that they protect. These types of transponders are more or less like paper labels. Some transponders are of a higher-cost, more durable nature; they are encased in a bulky protective plastic capsule that is attached to the goods by a pin, and removed by the checkout personnel at purchase.

The magnetic field disturbances produced by the transponders are both minuscule (four or five orders of magnitude lower than those of the main detection field) and also similar in magnitude to those produced by common objects such as keys, spectacle frames, belt buckles, and tin cans.

A small number of the re-useable transponders have a battery on-board, and do produce an “active” signal; however their magnetic fields are still typically two or three orders of

magnitude lower than those of the main detection field. The active transponders are designed so that there is no output from the transponders when they are outside the area of the detection zone or deactivation zone.

There are normally no user-changeable settings on any systems. Normally the system fields are set during manufacture or by a trained installation technician at the time of installation and servicing, at nominal magnitude (using a meter to measure magnetic field, or electrical current or voltage into the drive coil). Some systems have electronics which automatically re-optimises the fields in systems if they are upset due to de-tuning by large metal objects being placed close to the panels. Some systems can change the field pattern during the detection cycle.

Since EAS systems rely on field perturbations for their detection principles, out-of band emissions are strongly controlled by design. Accordingly, it is not necessary to measure field values outside the frequency operation bands specified by the manufacturers, as they make very little contribution to the exposure.

EAS systems differ from their close relative, identification systems (e.g. entry-permit systems); mainly in that EAS systems only work with one “bit” of data (i.e. presence or absence of signal). Otherwise, the base technologies are often related.

A.2.2 Types of EAS system and operating principles

There are four main types of EAS system, with characteristically different field types:

System type	Dominant field	Typical frequencies
Non-linear magnetic	Magnetic (H)	10 Hz to 20 kHz
Resonant inductive (electronic or magnetic)	Magnetic (H)	20 kHz to 135 kHz
Resonant radio frequency inductive	Magnetic (H)	1 MHz to 20 MHz
Non-linear microwave	Electromagnetic	0,8 GHz to 2,5 GHz

The first three types of system listed above use inductive fields: i.e. the operating zone is much smaller than the wavelength of EM radiation, so the field is almost completely magnetic in nature, and there is negligible propagating field. The field-generation element is a current-carrying loop embedded in the detection panel.

Microwave systems use predominantly a short-range propagating microwave field, and the field-generation element is a helical coil antenna or similar field generator. The field power levels are low and, although they do propagate, they are constrained in area by the antenna directivity.

In brief, the four types of system operate as described below.

A.2.2.1 Non-linear magnetic

The transponder contains a magnetic element that is very “soft” magnetically (i.e. easily saturated). When it is magnetised by the AC field in the detection zone, its resulting magnetisation cannot linearly follow the magnetising field (because of saturation effects). So it magnetisation produces harmonics of the drive field. These harmonics are picked up and recognised by the detection system.

A.2.2.2 Resonant inductive

The transponder contains an element that resonates in the presence of the specific frequency of the detection zone’s magnetic field. The detection field is at a precise frequency and has a very short “on” pulse duration, and the “ringing” of the transponder’s magnetic field is detected during the subsequent “off” period. The resonance can be a mechanical vibration of

the transponder, because the transponder has a magnetostrictive element, or an electronic tuned circuit: however, in both cases it is the magnetic field of the resonator, which is detected.

A.2.2.3 Resonant radio frequency inductive

The principle is similar to that above in that an inductive resonator at a specific frequency is detected. However, the implementation and detection are different. The resonator is an inductor-capacitor circuit on the transponder, and detection is typically carried out by detecting a phase perturbation in the field. The field is swept through the resonant frequency.

A.2.2.4 Non-linear microwave

The transponder has a microwave antenna with a small diode incorporated. This produces super or sub-harmonics, or mixing, of the drive frequency due to non-linearity.

A.2.3 EAS detector systems used for entrance or exit protection

These detectors are configured to protect an entrance to or exit from an area.

The types of system that use inductive fields are first described together, because these have fields that are similar in some characteristics. Current-carrying coils drive the fields and the coil dimensions are typically as follows:

Height:	0,5 m to 2 m
Width:	0,3 m to 1 m for inductive systems; 0,5 m to 1 m for non-linear magnetic systems
Depth:	1 cm to 3 cm
Orientation:	coil in a vertical plane parallel to the line walked on exit from store

There are usually two panels facing each other at a separation of 0,7 m to 3 m (see examples in Figures A.1 and A.2).

In some installations, there may be more than two panels, placed at regular intervals to cover a very broad exit. Sometimes both (all) of the panels contain current-generating coils (transmitting coils, as well as receiving coils), although sometimes only one panel is a field transmitter.

When both panels produce magnetic fields, they are usually in a Helmholtz-type configuration, so that the fields between the panels add together in direction, rather than being opposing in direction. Because of this, the major magnetic field component is approximately in a direction that is perpendicular to the customers' path through the system.

There are a few installations where the field-generating coil is a large, walk-through coil with a height of over 2 m and width of several metres. In these installations, the main field component is along the path of exit from the store.

Because of the method of use of EAS products, members of the public and workers will receive exposure in characteristic ways. Members of the public will receive transient exposure to the main identification field, while workers will receive longer-term exposure to the lower-amplitude field located at the rear and the side of the systems.

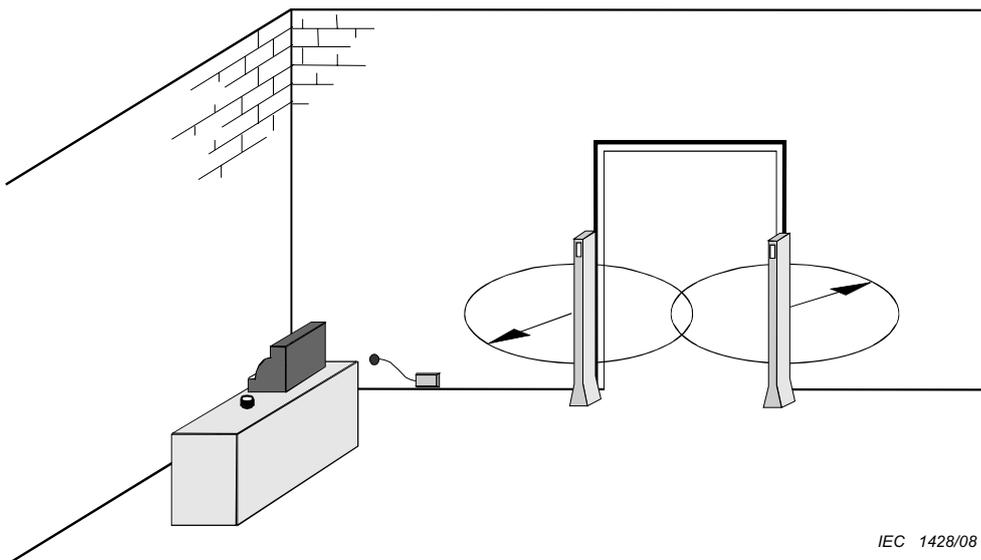


Figure A.1 – Example of exit mounted equipment showing detection range

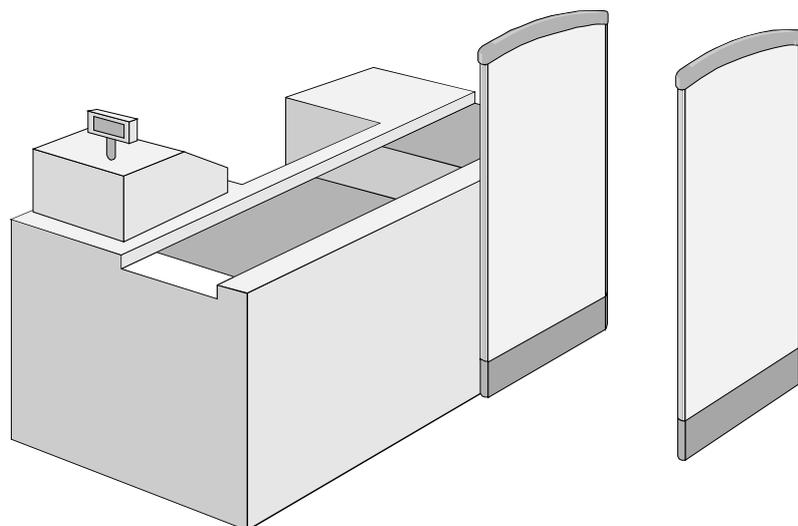


Figure A.2 – Example of aisle mounted equipment

A.2.4 Exposure of the public

EAS systems are intended for only transitory use by members of the public. If a person lingers within the system than they will usually block a passageway, so they will be moved on by other users or by security guards. Normal walking pace through a system is approximately 1 m/s (about 3,6 km/h or 2 mph), and the detection zone is at most 1 m long (along the path through the system).

Additionally, the magnetic field in the system is not homogeneous in magnitude or direction. Typically, it is strongest at a very small region, on the panel, close to the current-carrying coil, and weakest at the point furthest from the panels (e.g. midway between panels). Most of the field experienced by customers is similar to the weakest field and will be essentially whole-

body exposure in a relatively uniform field (this can be effectively measured at distances greater than 2 m from the detectors).

A.2.5 Exposure of workers

Operators are located outside of the main detection zone. They are not sited close behind the panels because usually the panels are opaque and tall, so they would be unable to see and transact with members of the public.

The presence of metal from the operator's desk and chair can disrupt the operation of the system.

At EAS installations close to checkouts, the checkout personnel sit behind and to the side of the systems, usually about 0,5 m behind and 1 m from the centre axis (see Figure A.2). By this distance the field fall-off has reached approximately an inverse power law of 2 to 2,5 in amplitude fall-off, and the amplitude is between 0,1 and 0,5 of the system-centre amplitude. and more uniform over the body. In many cases, the systems have shields installed on the check out side of the detection panels and this reduces the field still further.

A.2.6 EAS desktop and activation/deactivation equipment

Another component of EAS systems is for activation and deactivation of transponders at the point of purchase. The majority of deactivators use either permanent magnets (DC field), or time-varying fields. The fields are usually higher in absolute amplitude than the main detection fields, though they are necessarily confined to a small region near the deactivator (and usually for a very short duration). The fields are spatially confined by design, because otherwise they would deactivate concealed transponders on stolen goods, so allowing the goods to be stolen.

Generally the deactivators are mounted at reasonable distances from the general public (30 cm and over). Occupational exposure might be closer but normally would be a similar distance (arm's reach). Desk or countertop heights are usually in the range 70 cm to 90 cm.

A.2.7 Description of magnetic fields from deactivators

Deactivators are of two main types: permanent magnets and electromagnets. Some systems (mostly microwave) use a third type, which does not involve a field (contact-current blowing of a "fuse" on the transponder).

Permanent-magnet deactivators normally use an array of polymer, metal, or ceramic magnets housed in a pad or other holder. Electromagnets are used where it is required that the deactivation field is not continuously present. The field from the electromagnet is necessarily contained in a small space (usually 2 cm to 5 cm in height) close to the checkout surface. These units generate one or more short magnetic pulses sufficient to modify the magnetic pole structure of the transponder or label.

The operator pressing a button or automatically by linking to a bar code scanner or similar device performs this "on demand". Some of the deactivators have a transponder sensing circuit built in (essentially a lower powered version of a detector panel) which automatically starts the deactivation signal.

RF deactivators operate similarly to the electromagnetic versions but the deactivation pulse is at the transponder frequency. These can be "on demand" as above or can be short pulses but operating regardless of transponder presence.

A.3 RFID equipment

A.3.1.1 Introduction

An RFID (radio frequency identification) system consists of an interrogator (usually including a transmitter and receiver), an antenna and a transponder. The transmitter sends out a radio signal on a certain frequency by means of an antenna. This signal is recognised by the transponder if within the transmitter's reading range. The transponder then responds with a signal that is recognised by the receiver. Data within a transponder may provide identification for an item in manufacture, goods in transit, a location, the identity of a vehicle, an animal, an individual, etc. By including additional data, it is possible to support applications by item-specific information or instructions immediately available on reading the transponder. A certain protocol takes care of the communication between interrogator and the host computer.

To understand the capabilities of RFID it is necessary to consider the system components and their function within the data flow chain. However, it is useful to begin by considering briefly the manner in which wireless communication is achieved, as the techniques involved have an important bearing upon the design of the system components.

A.3.2 Wireless communication

A.3.2.1 The air interface

The communication of data between interrogators and transponder is by wireless communication. The three techniques most frequently used are:

- a) inductive coupling by magnetic fields (see Figure A.3);
- b) propagating electromagnetic waves (see Figure A.4);
- c) electrostatic (capacitive) coupling by electric fields (see Figure A.5).

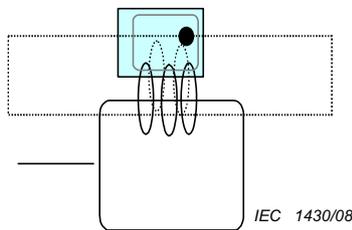


Figure A.3 – Inductive coupling

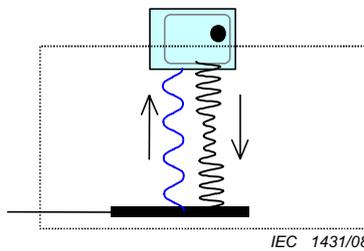


Figure A.4 – Electromagnetic coupling

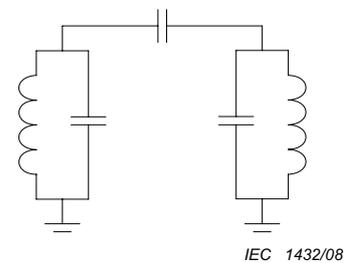


Figure A.5 – Capacitive coupling

Coupling is via antenna structures forming an integral feature in both interrogators and transponders. While the term antenna is generally considered more appropriate for propagating systems, it is also loosely applied to inductive systems.

The transfer of data efficiently via the space (air interface) that separates the two communicating components requires the data to be superimposed upon a carrier wave. This process of superimposition is referred to as modulation. Various schemes are available for this purpose, each having particular attributes that favour their use. They are essentially based upon changing the value of one of the primary features of an alternating sinusoidal source, its amplitude, frequency or phase in accordance with the data-carrying bit stream. On this basis one can distinguish amplitude shift keying (ASK), frequency shift keying (FSK) and phase shift keying (PSK).

A.3.2.2 Carrier frequencies

The approach that is generally adopted for radio frequency communication channels is to separate on the basis of frequency allocation. This requires different parts of the

electromagnetic spectrum being assigned to different purposes, and is generally covered by government legislation. Allocations may differ depending on the governments concerned, requiring care in considering RFID applications in different countries.

Three frequency ranges are generally distinguished for RFID systems: low, intermediate and high. Table A.1 summarises these three frequency ranges, along with the typical system characteristics.

A degree of uniformity is being sought for carrier frequency usage through co-ordination by the ITU (International Telecommunication Union). The ITU divides the world into three regulatory regions, Europe and Africa (Region 1), North and South America (Region 2) and Far East and Australasia (Region 3). Each country manages their frequency allocations within the guidelines published by the ITU.

Table A.1 – Frequency ranges and typical system characteristics

Frequency band	Characteristics
Low 1 Hz to 500 kHz	Short to medium read range low reading speed
Intermediate 2 MHz to 30 MHz	Short to medium read range potentially, medium reading speed
High, above 400 MHz	Long read range, high reading speed line of sight required

Four carrier frequencies receiving early attention as representative of the low, intermediate and high ranges are: below 135 kHz, 13,56 MHz, varied bands in the 900 MHz region and 2,45 GHz. However, there are a number of other frequency bands in use around the world, for RFID applications. Examples of the applications using these frequency bands are listed in Table A.2. As countries review their RFID frequency needs, this list may change or be added to. Thus it is non-exclusive and for general guidance only.

Table A.2 – Example frequency bands and their applications

Frequency range	Applications and comments
Below 135 kHz	EAS and a wide range of RFID products available to suit a range of applications, including animal tagging, access control and track and traceability.
6,78 MHz to 13,56 MHz	EAS and RFID systems and ISM (Industrial, Scientific and Medical)
27,12 MHz	ISM applications and RFID
433 MHz to 459 MHz	ISM and RFID applications specifically in Region 1
864 MHz to 956 MHz	UHF RFID and some EAS (the actual frequencies used within the range is dependant on country and region of operation)
2 400 MHz to 2 500 MHz	RFID and World-wide ISM band
5 400 MHz to 6 800 MHz	Band allocated for future use (including for RFID)

A.3.2.3 Data transfer rate and bandwidth

The choice of carrier wave frequency is of primary importance in determining data transfer rates. Generally speaking the higher the frequency the higher the data transfer or throughput rates that can be achieved. This is intimately linked to bandwidth (or space occupied within the frequency spectrum for the communication process).

A.3.2.4 Range and power levels

The range that can be achieved in an RFID system is essentially determined by:

- the power available at the interrogator to communicate with the transponder(s);
- the power available within the transponder to respond;
- the environmental conditions and structures.

Although the level of available power is the primary determinant of range, the manner and efficiency in which that power is deployed also influences the range. The field or wave delivered from an antenna extends into the space surrounding it and its strength diminishes with respect to distance. The antenna design will determine the shape of the field or propagation wave delivered, so that range will also be influenced by the angle subtended between the transponder and antenna.

The response from the transponder is at a much lower level than the field generated by the interrogator. This may require the inclusion of sensitive detection circuits within the interrogator to handle the received signals.

A.3.3 The RFID system

A.3.3.1 RFID system components

As mentioned above, an RFID system (see Figure A.6) consists of an interrogator (sometimes also called a reader), and a transponder (sometimes also called a tag). In the following subclauses, these components will be described in detail.

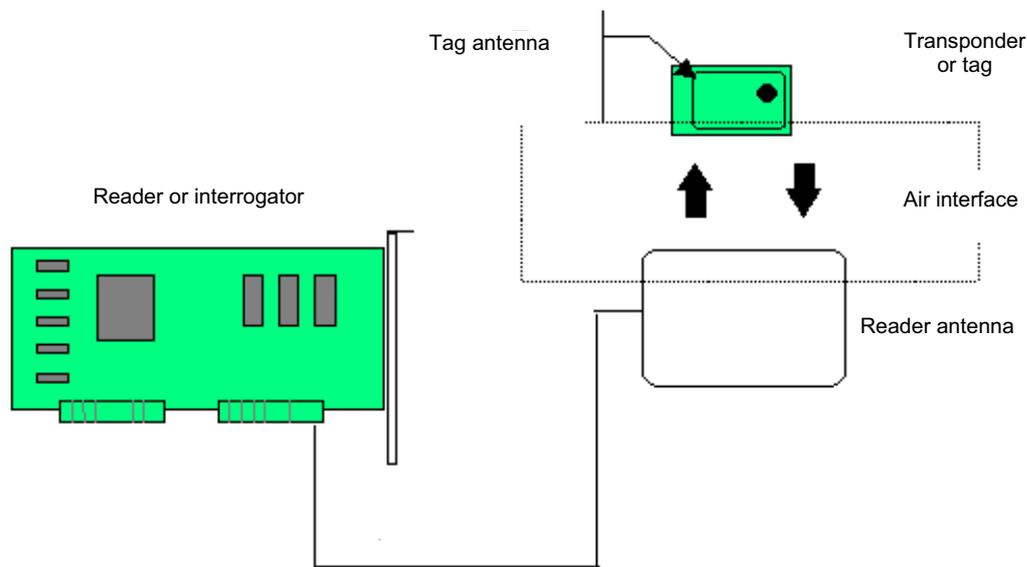


Figure A.6 – Overview of an RFID system

A.3.3.2 The interrogator

The interrogator can differ quite considerably in complexity, depending upon the type of transponders being supported and the functions to be fulfilled. However, the overall function is to provide the means of communicating with the transponders and facilitating data transfer. Functions performed by the interrogator may include quite sophisticated signal conditioning, parity error checking and correction. Once the signal from a transponder has been correctly received and decoded, algorithms may be applied to decide whether the signal is a repeat transmission. The interrogator may then instruct the transponder to cease transmitting.

A.3.3.3 The antenna

For the frequency range below 30 MHz the antennas are mostly coils, flat in shape, (round or rectangular) and consisting of one or more metal windings. These antennas typically may have dimensions of e.g. 20 cm by 20 cm, 1 m by 2 m (walk through), maybe 2 m by 10 m or maybe even bigger.

For frequencies above 400 MHz, antennas are mostly a dipole or patch shaped antenna.

A.3.3.4 The transponder

The word transponder, derived from TRANSmitter/resPONDER, reveals the function of the device. The transponder responds to a transmitted or communicated request for the data that it carries. For transponders to work, they require power, although the levels are invariably very small (μW to mW).

Transponders can be divided into two categories, either passive or active.

- Active battery-powered transponders are typically read/write devices, i.e. it is possible for the interrogator to write new data, as well as reading the existing data stored in the transponder. Using a long life battery, a sealed active transponder can function for as long as ten or more years, depending upon the operating temperatures, read/write cycles and usage. Active battery-powered transponders allow greater communication range than can be expected for passive devices.
- Passive transponders operate without an internal battery source, deriving power from the field generated by the interrogator. Passive transponders have shorter read ranges than active transponders. Also, they are constrained in their capacity to store data and in their ability to perform well in noisy electromagnetic environments. In addition, it is generally only possible to write to a passive transponder at very close range. They have an almost indefinite electrical lifetime.

RFID transponders come in a wide variety of physical forms, shapes, sizes and protective housings. Animal tracking transponders, inserted beneath the skin, can be as small as a pencil lead in diameter and ten millimetres in length. Transponders can be screw-shaped to identify trees or wooden items, or credit card shaped for use in access applications. There are heavy-duty 120 mm by 100 mm by 50 mm rectangular transponders used to track inter-modal containers, heavy machinery, trucks, and railroad cars for maintenance and tracking applications.

A.3.4 RFID functionality

A.3.4.1 RFID system categories

RFID systems may be roughly grouped into three categories:

A.3.4.1.1 Portable data capture systems

Portable data capture systems are characterized by the use of portable data terminals with integral RFID interrogators and are used in applications where information is required from tagged items (mostly not moving), tagged animals etc. The hand-held interrogators/portable data terminals capture data which is then either transmitted directly to a host information management system via a radio frequency data communication (RFDC) link or held for delivery by line-linkage to the host on a batch processing basis.

A.3.4.1.2 Networked systems

Networked systems applications can generally be characterized by fixed position interrogators deployed within a given site and connected directly to a networked information management system. The transponders are fixed to moving or moveable items, or people, depending upon the application.

A.3.4.1.3 Positioning systems

RFID may be used as a positioning system in which transponders provide automated location and navigation support for guided vehicles to an accuracy of just a few centimetres. Interrogators are positioned on the vehicles and linked via an on-board computer and RFDC link to the host information management system. The transponders are embedded in the floor of the operating environment and programmed with appropriate identification and location data. The interrogator antenna is usually located beneath the vehicle to allow closer proximity to the embedded transponders.

A.3.4.2 Areas of application

Potential applications for RFID may be identified in virtually every sector of industry, commerce and services where data is to be collected. Typical applications include:

- waste management;
- postal tracking;
- airline baggage reconciliation;
- controlled access to vehicles, parking areas and fuel facilities – depot facilities being typical;
- road toll management; automated toll collection for roads and bridges;
- controlled access of personnel to secure hazardous locations;
- time and attendance – to replace conventional slot card time keeping systems;
- animal tagging – for identification in support of individualised feeding programmes;
- automatic identification of tools in numerically controlled machines;
- identification of product variants and process control in flexible manufacture systems;
- sport time recording;
- electronic monitoring of offenders at home;
- vehicle anti-theft systems and car immobiliser;
- scientific research in animal behaviour, migration studies;
- environmental-condition sensing;
- electronic item tracking and supply chain management.

Annex B (informative)

Information for numerical modelling

B.1 Introduction

This annex provides some information for numerical modelling purposes. Comparisons have been made between different models and methods, with varying degrees of correlation [13, 14]. One of the most important areas contributing to the differences is the anatomical body model used and its associated electrical properties. IEC 62311 also has relevant information for numerical modelling.

There are a number of different calculation methods, some of which are mentioned in this annex. Comparisons of results have shown good correlation between different numerical calculation methods.

Suitable software models are commercially available; often these enable both the fields and the induced current to be modelled in the same package. Such commercially available software should be suitable for checking compliance with basic restrictions. The package, and its method of use, can be tested by comparison against an analytical solution in a simple case, such as a disk of uniform conductivity, or a layered cylinder or sphere with uniform conductivity for each of the layers, in a uniform magnetic field. After averaging over relevant cells of the model, the numerically calculated current density should agree with the analytically derived value to within 20 %, and will actually provide results with significantly closer agreement. This serves as a validation check on the software being used for the computations, and can be used in the estimation of uncertainties.

It is usually only necessary to validate the model once. It is not necessary to revalidate the model every time it is used. The software supplier could provide the basis for such a validation.

B.2 Theoretical solutions

B.2.1 Induced current density

The theoretical dosimetric model for induced current density assumes a closed circular current path orthogonal to an incident magnetic field (as shown in Figure B.1) [15].

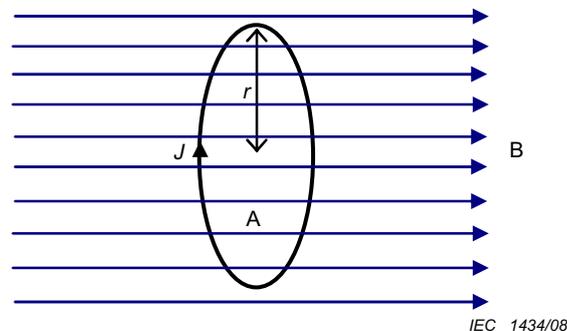


Figure B.1 – Current induced in a loop

In general it can be shown that a good approximation for the current induced in a circular cross section is

$$J = \frac{\sigma r}{2} \frac{dB}{dt} \quad (\text{B.1})$$

where

J is the current density,
 σ is the conductivity of the path,
 r is the radius of the path and
 B is the magnetic field strength.

For a uniform magnetic field with a single frequency component, this simplifies to:

$$J = \pi f B \sigma \quad (\text{B.2})$$

For multiple frequency components $f_1, f_2 \dots f_N$, with field amplitudes $B_1, B_2 \dots B_N$, it becomes:

$$J = \pi \sum_{i=1}^N f_i B_i \sigma_i \quad (\text{B.3})$$

B.2.2 In-situ electric field

The electric field inside body tissue is different from that measured in the absence of a body. It is related to the induced current in the tissue by the following equation:

$$J = \sigma E \quad (\text{B.4})$$

where

J is the current density (in A m^{-2}),
 σ is the conductivity of body tissue (in S m^{-1}),
 E is the in-situ electric field (in V m^{-1}).

B.2.3 Specific absorption rate (SAR)

Specific absorption rate can be specified as a value averaged over the whole body mass (whole body averaged SAR) or a localised value averaged over a small volume of tissue (local SAR). Some standards or guidelines specify both.

SAR can be determined from the internal body quantities in three ways, as indicated by the following equation:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{J^2}{\sigma \rho} = c_i \frac{dT}{dt} \quad (\text{B.5})$$

where

J is the current density (in A m^{-2})
 σ is the conductivity of body tissue (in S m^{-1})
 ρ is the density of body tissue (in kg m^{-3})
 c_i is the specific heat capacity of body tissue (in $\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$)
 dT/dt is the rate of change of temperature in body tissue (in K s^{-1})

B.3 Numerical calculation methods

B.3.1 General

Analytical procedures can only be used to calculate the electromagnetic properties for a few special cases and geometries. To solve general problems, numerical techniques have to be applied. The most common numerical procedures to calculate the electromagnetic fields from a transmitting source or the internal fields and the specific absorption rate in biological bodies, are described in the following subclauses.

B.3.2 Numerical modelling methods

There are several computational methods available for calculations of fields, induced currents, power and SAR distributions using modelled versions of sources and bodies. Examples of these are:

- fast Fourier transform/conjugate gradient method (FFT/CG);
- finite element method (FEM) [16, 17, 18];
- finite difference method (FDM);
- finite-difference time-domain method (FDTD) [19, 20];
- finite integration technique (FIT) [21];
- impedance method [22, 23, 24];
- method of moments (MoM);
- scalar potential finite difference (SPFD) [25].

The numerical technique that is most appropriate for a certain problem depends on the frequency range considered, the geometrical structures to be modelled, and the type of exposure situation (near-field or far-field). If a method is not listed above, it can still be used provided it is suitable for the computation undertaken. Some of the methods are available as commercial software solutions.

All modelling should be validated against a known analytical or measured solution. Such validations may be available as part of a commercial package

B.3.3 Field strength calculations

Most of the methods listed in B.3.2 can be used to calculate field strength levels from electromagnetic radiators. The accuracy of the results depends very much on how well the radiator (for example antenna) is modelled. If objects near the radiator, between the radiator and the prediction point, or close to the point of field strength prediction may affect the field strength levels significantly, such objects should also be included in the model.

Simple validations of results can be made against measured values or from simple theoretical situations like the variation of magnetic field with distance from the centre of a single turn loop.

B.3.4 Exposure calculations

Due to the difficulty to measure the whole-body averaged or local peak SAR in many exposure situations, numerical calculations are often needed. Several of the numerical techniques mentioned above can be used for estimation of the specific absorption rate distribution in a biological body exposed to either near-field or far-field electromagnetic radiation, for example the Finite difference time-domain method (FDTD) or Method of moments.

This also applies for induced current density or in-situ electric fields for lower frequencies. The above methods can also be used for these calculations for example the Finite difference time-domain method (FDTD) or Impedance methods.

When using RF software codes at frequencies up to 5 MHz, the exposure is effectively quasi-static. This means there is minimal phase change over the space occupied by the model and thus can be ignored, simplifying the calculations. In this case the application of a frequency scaling method [26] is possible

For any magnetic source to be evaluated at a frequency f , the calculation can be carried out at a higher frequency f' (below 5 MHz to guarantee the quasi-stationary character of the field). For this calculation, the electric conductivity $\sigma(f)$ of tissue must be taken into account for the frequency f (not f'). This calculation yields the electric field strength E' at the frequency f' . Now, by scaling the electric field strength due to

$$\vec{E}(\vec{r}) = f/f' \cdot \vec{E}'(\vec{r}) \tag{B.6}$$

the values for the frequency of interest (f) can be determined. Finally, the electric current density can be evaluated by applying Ohm's law:

$$J(\vec{r}) = \sigma(f) \cdot E(\vec{r}) \tag{B.7}$$

Some commercially available software allows calculations to be made at higher frequencies with the results translated to a lower frequency, which can make numeric calculation times shorter.

Which of these methods that is most appropriate for a particular problem, depends for example on the frequency, the exposure conditions, the size of the exposed object, the required accuracy, and the maximum tolerable calculation time. To use any of these models to calculate exposure, a three-dimensional geometric numerical model of the exposed body, or part of the body, is required. The electrical properties at the exposure frequency should be known for the different parts of the body. Depending on the required accuracy, models with different complexity may be used. In some situations, simple shapes like spheres and cylinders are appropriate to model the body. Using magnetic resonance (MR) images of a human body, very complex and accurate numerical body models can be developed. MR models with several different tissue types and a spatial resolution of less than a few millimetres have been created.

B.4 Homogeneous body models

B.4.1 General

Homogeneous body models are very useful tools for analysing exposure. They have a simpler construction and the exposure can be evaluated using less complex numerical tools. Additionally there is usually an analytical solution for the model in a uniform field that can be used to validate the numerical techniques and models. One of these homogeneous body models can be used to validate the overall evaluation method prior to the inclusion of a more complex, multi tissue anatomical body model for a more detailed result.

In general larger body models provide more conservative results (greater overestimation) at lower frequencies because the maximum induced currents are predominantly at the outer edges of the model, perpendicular to the applied field. The choice of impedance for the homogenous model also affects the induced current.

Disk and spheroid models are included as these are in very common use. A cubic model is included as it is very simple to construct, matches the measurement grids from Table 1 and Figure 1 (see Clause 4), and provides an overestimation in comparison with an equivalent sized spheroid.

The sizes of model are selected to match with the measurement grids from Table 1 and Figure 1.

B.4.2 Disk models

B.4.2.1 General

The simple disk model (Figure B.2 and Table B.1) is an easy model to use. It is particularly useful as a validation model for more complex software and modelling solutions, as it can be analysed theoretically.

B.4.2.2 Disk model dimensions

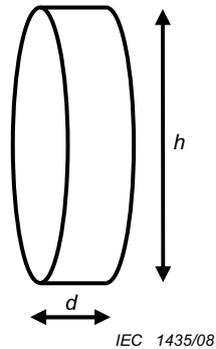


Table B.1 – Disk model dimensions for Figure B.2

	Torso	Head
h (cm)	60 cm	30 cm
d (cm)	> 4 cm	> 4 cm

Figure B.2 – Disk model

B.4.2.3 Comparison of numerically calculated results and analytical results using a disk model

Figure B.3 shows the configuration of a homogeneous disk model in a uniform field H . The analytical solution for the induced electric field E , the current density J and the specific absorption rate SAR inside the cylinder can be obtained from the following equations.

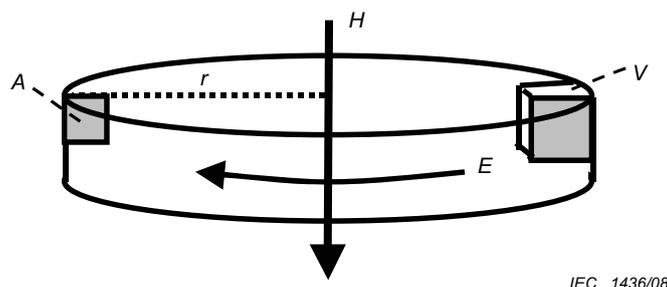


Figure B.3 – Disk model used for validations

$$E(r) = \pi fr\mu_0 H \tag{B.8}$$

$$J(r) = \sigma E(r) \tag{B.9}$$

$$SAR(r) = \frac{\sigma E^2(r)}{\rho} \tag{B.10}$$

where

- r is the radial coordinate,
- f is the frequency of the applied field,
- σ is the conductivity,
- ρ is the mass density,
- μ_0 is the permeability of free space.

The maximum electric field occurs at the edge of the disk. For the purposes of this example, the current density is averaged over an area A , perpendicular to the current, and the specific absorption rate is averaged over a volume V with an appropriate mass, according to the guidelines or standards being used for the limit values. The whole-body average SAR is determined by averaging the specific absorption rate over the whole structure.

B.4.3 Cubic models

B.4.3.1 General

A more suitable model than the disk for 3 dimensional, non-uniform fields is a cube (Figure B.4 and Table B.3). This is also an easy model to use.

B.4.3.2 Cubic model dimensions

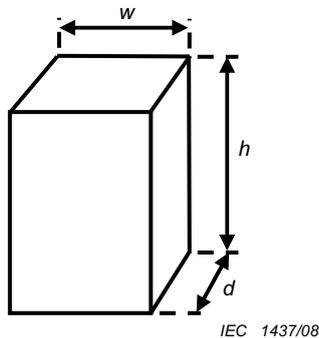


Table B.2 – Cubic model dimensions for Figure B.4

	Torso	Head
h (cm)	60 cm	30 cm
w (cm)	30 cm	20 cm
d (cm)	30 cm	20 cm

Figure B.4 – Cubic model

B.4.3.3 Current induced in a cubic model from a large current carrying loop

The example in Figure B.5 below shows the current induced into a cubic model with $\sigma = 0,1 \text{ Sm}^{-1}$ by a large single turn walkthrough loop carrying 8 A peak-to-peak.

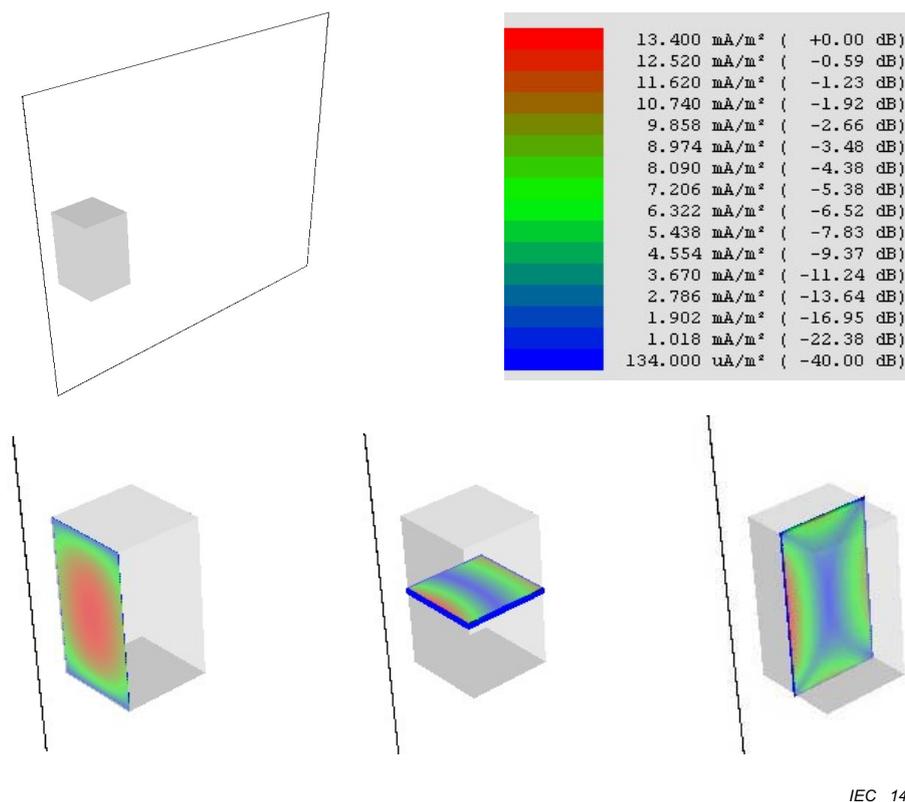


Figure B.5 – Cubic model example showing current induced in 3 dimensions

B.4.4 Spheroid models

B.4.4.1 General

Homogeneous spheroid models are very commonly used for exposure evaluation.

An analytical solution for spheroid models at lower frequencies is contained within IEC Technology Trend Assessment No.1 [27]. The solution is based on using a cross section of the spheroid perpendicular to the applied H -field to provide a value for the induced current density averaged over the cross section and then integrating it over the volume.

The current induced into a spheroid model in a uniform field increases with increase in model size, based on the radius for a sphere or the minor axis dimension for an ellipsoid. There is an increase in the induced current as the major axis gets larger in proportion to the minor axis, but this effect is less significant. It is concluded, in the Technology Trend Assessment, that for a ratio of major to minor axis of greater than 2,8, there is very little change in induced current for increased major axis.

In IEEE Std C95.6 [28], the IEEE uses a variety of sizes of spheroid depending on the size and shape of the body part being modelled. The minor axis varies from 9 cm to 20 cm, corresponding to values of the distance d , in Figure B.6, of 18 cm to 40 cm respectively

The selected impedance for the homogeneous model also directly affects the induced current.

One of the commonly used body models is a solid homogeneous spheroid with proportional dimensions of height to diameter of 2:1. Different sets of exposure requirements use different sizes of spheroid in the determination of their values. A suitable model for assessing exposure from the equipment covered by this standard is given in Figure B.6 and Table B.3 below.

B.4.4.2 Spheroid model dimensions

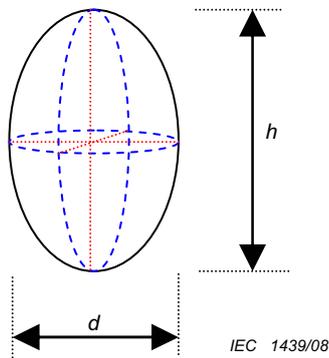


Table B.3 – Prolate spheroid dimensions for Figure B.6

	Torso	Head
<i>h</i> (cm)	60 cm	30 cm
<i>d</i> (cm)	30 cm	20 cm

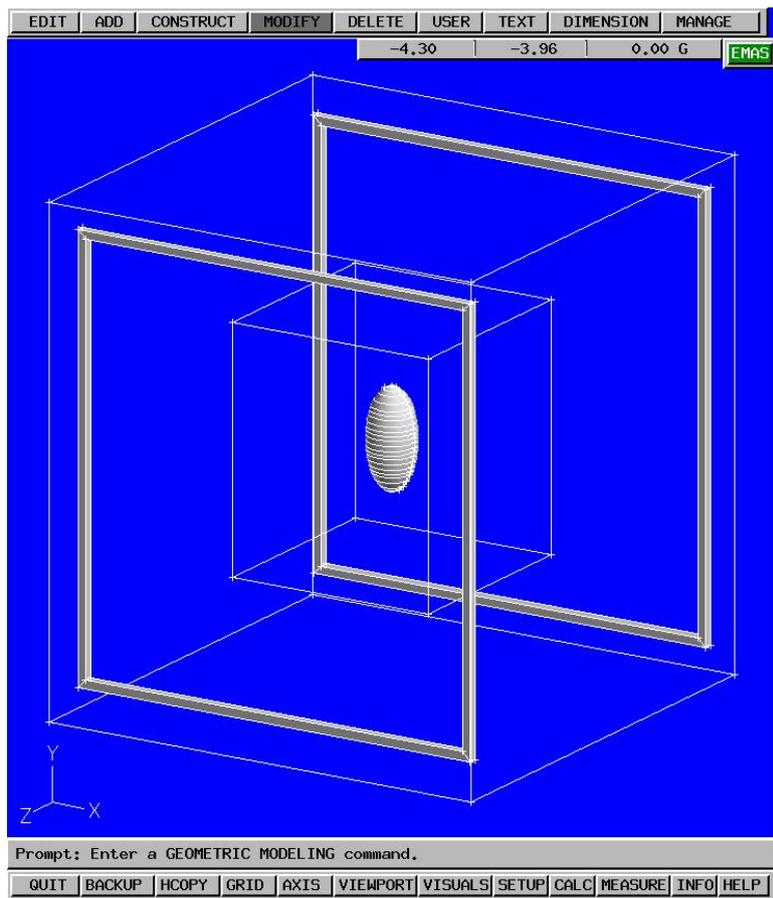
Figure B.6 – Prolate spheroid

B.4.4.3 Comparison of induced currents, modelled using different sizes of prolate spheroid

Here is an evaluation of induced current in three different size prolate spheroid solids: 60 cm by 30 cm, 120 cm by 60 cm and 160 cm by 80 cm, all full width and height dimensions. The modelling was performed using commercially available FEM Software.

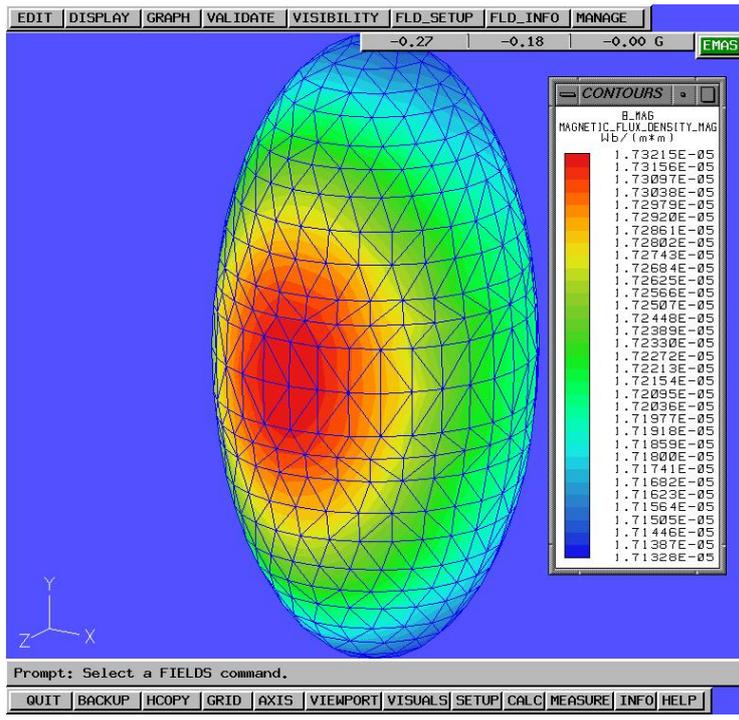
The uniform field was simulated using coils that were large in relation to the prolate spheroids under consideration. A very large set of Helmholtz coils, 5 m², were used to provide a uniform magnetic field at 58 kHz frequency. The degree of uniformity of the magnetic field was to within 1 % or less. Figure B.7 shows this geometry of the Helmholtz coils and prolate spheroid. Some of the commercially available modelling software has a built-in function to generate uniform fields, so the creation of such a Helmholtz coil arrangement would not be required to duplicate the results.

Results are shown in Figures B.8 to B.13 for both the generated magnetic field and the resultant induced current density, using a conductivity of 0,2 Sm⁻¹. The values are not specific to any one piece of equipment or any particular exposure requirements. The ratio between the results shows how the modelling can be made using one size of spheroid and converted to another size using a multiplying factor.



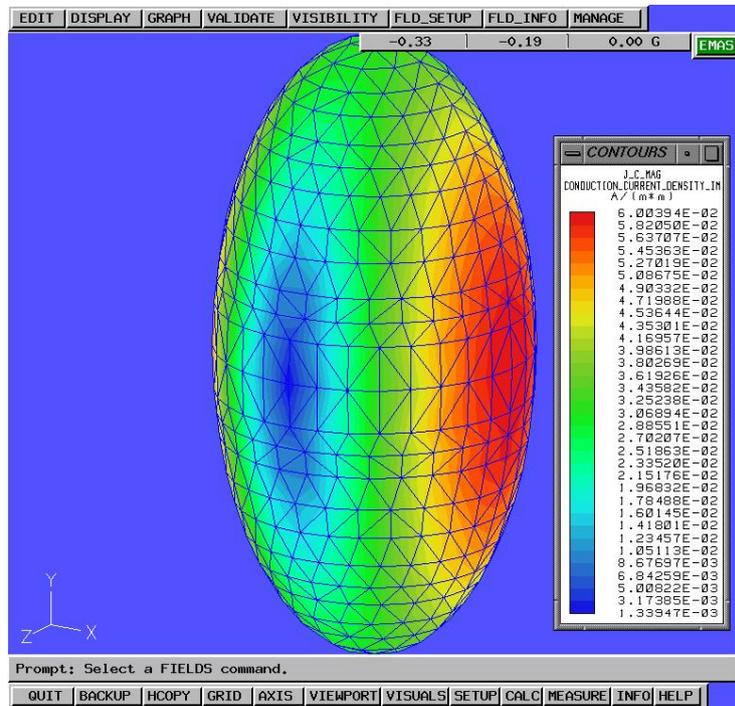
IEC 1440/08

Figure B.7 – Helmholtz coils and prolate spheroid



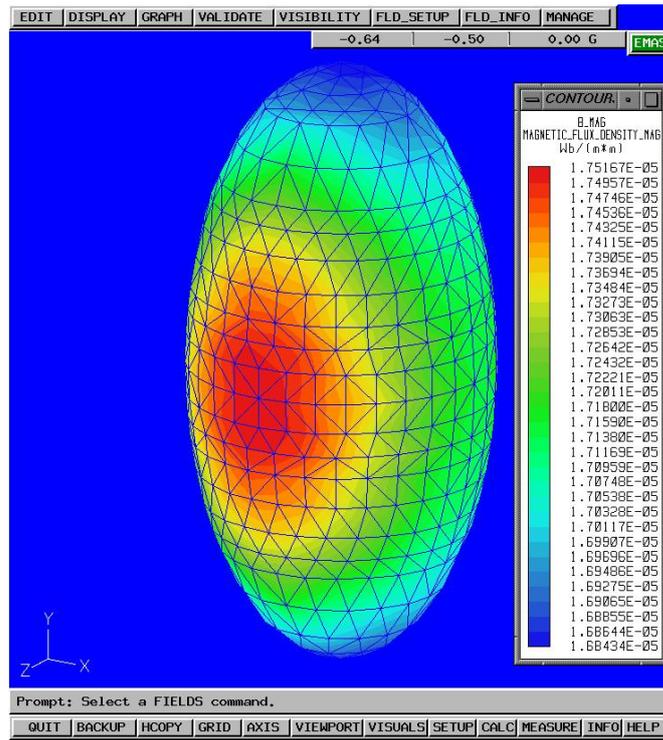
IEC 1441/08

Figure B.8 – 60 cm by 30 cm prolate spheroid results (magnetic field)



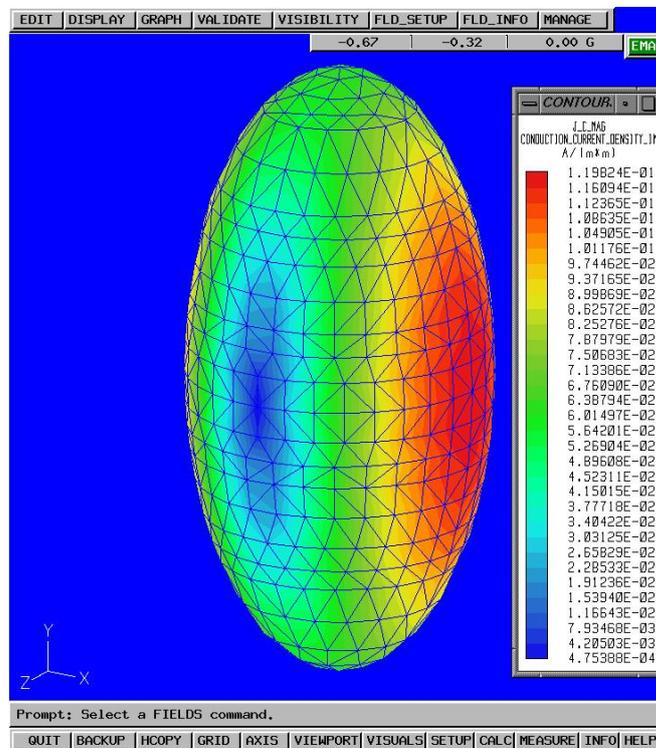
IEC 1442/08

Figure B.9 – 60 cm by 30 cm prolate spheroid results (induced current density)



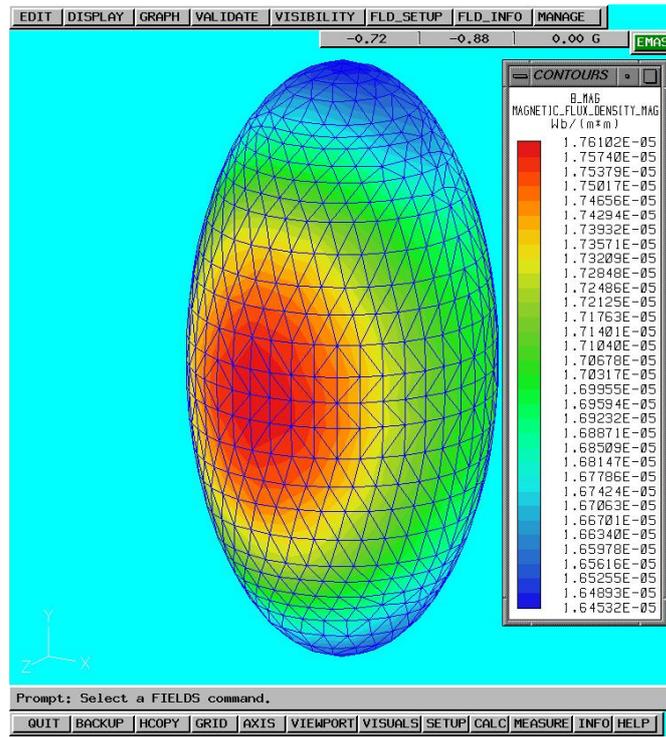
IEC 1443/08

Figure B.10 – 120 cm by 60 cm prolate spheroid results (magnetic field)



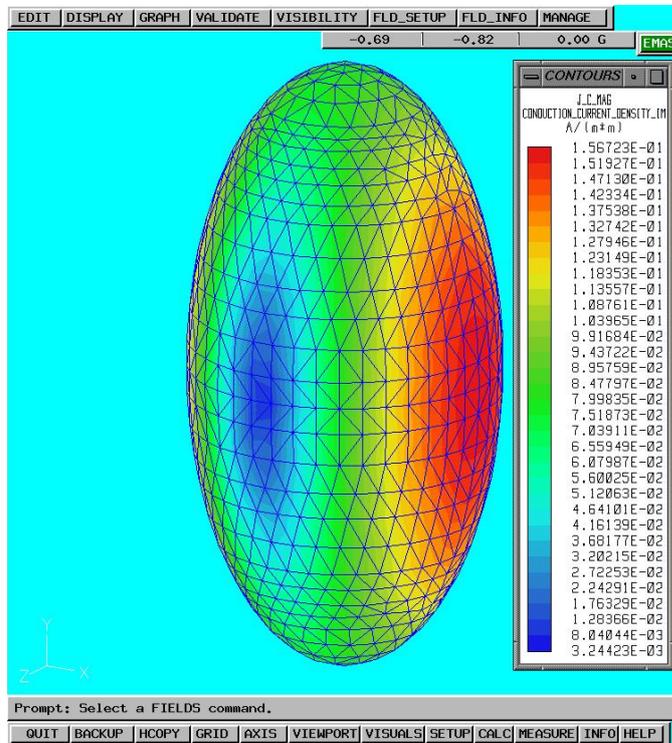
IEC 1444/08

Figure B.11 – 120 cm by 60 cm prolate spheroid results (induced current density)



IEC 1445/08

Figure B.12 – 160 cm by 80 cm prolate spheroid results (magnetic field)



IEC 1446/08

Figure B.13 – 160 cm by 80 cm prolate spheroid results (induced current density)

A general conversion factor, P , may be obtained by taking the ratio of the square root of the area of the ellipse based on the maximum cross section of the new spheroid with that for the one described in this standard.

$$P = \frac{\sqrt{\pi ab}}{\sqrt{\pi hd}} \quad (\text{B.11})$$

where

h is the height of the spheroid/ellipse used in this standard;

d is the width of the spheroid/ellipse used in this standard;

a is the height of the spheroid/ellipse required for comparison purposes;

b is the width of the spheroid/ellipse required for comparison purposes.

This formula is suitable for use with an aspect ratio of 2:1. It overestimates currents when used with aspect ratios greater than 2:1. Care must be taken for aspect ratios of less than 2:1, as an underestimation will result.

Table B.4 – Summary of results

Prolate spheroid size	Maximum magnetic field (used in the model) μT	Maximum induced current density $\text{mA}\cdot\text{m}^{-2}$	Ratio vs. 60 cm by 30 cm
60 cm by 30 cm	17,3	60,0	1,0
120 cm by 60 cm	17,5	119,8	2,0
160 cm by 80 cm	17,6	156,7	2,6

B.4.5 Homogeneous human shape model

B.4.5.1 Homogeneous human shape model dimensions

A more human-like shape is given in Figure B.14. The height from the ground should be set to 232 mm giving a total height of 1 760 mm.

B.4.5.2 Example of a homogeneous human shape in a uniform magnetic field

A uniform magnetic field of $B = 100 \mu\text{T}$ at $f = 50 \text{ Hz}$ is applied to a homogeneous body model (Figure B.15) with conductivity of $\sigma = 0,37 \text{ S/m}$. The example is calculated using the method of moments.

Dimensions in millimetres

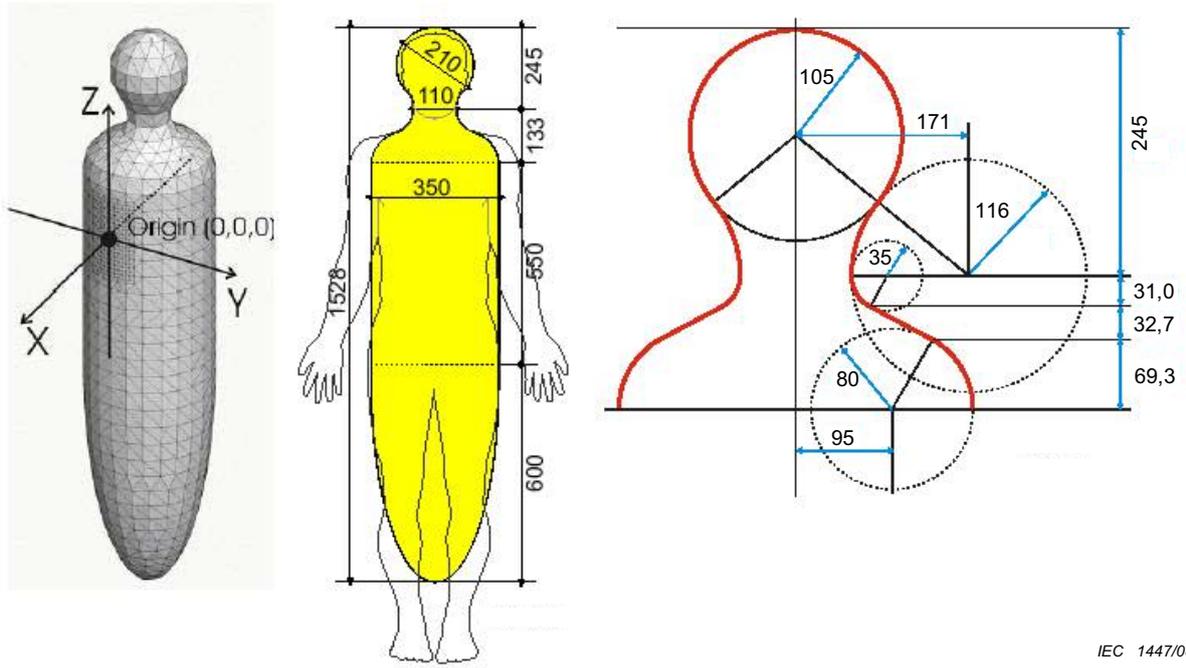


Figure B.14 – Homogeneous human shape body model

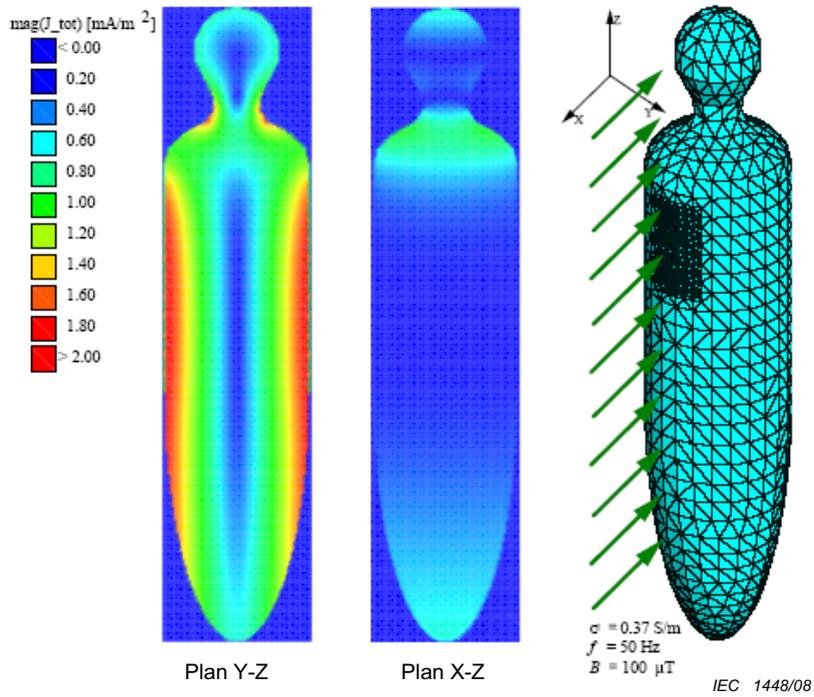


Figure B.15 – Homogeneous human shape (induced current)

B.4.6 Homogeneous hand model

Some exposure requirements include the need to assess the exposure of extremities. In the case of the equipment covered by this standard, the most common of these is the hand. A suitable model, with dimensions is given in Figure B.16.

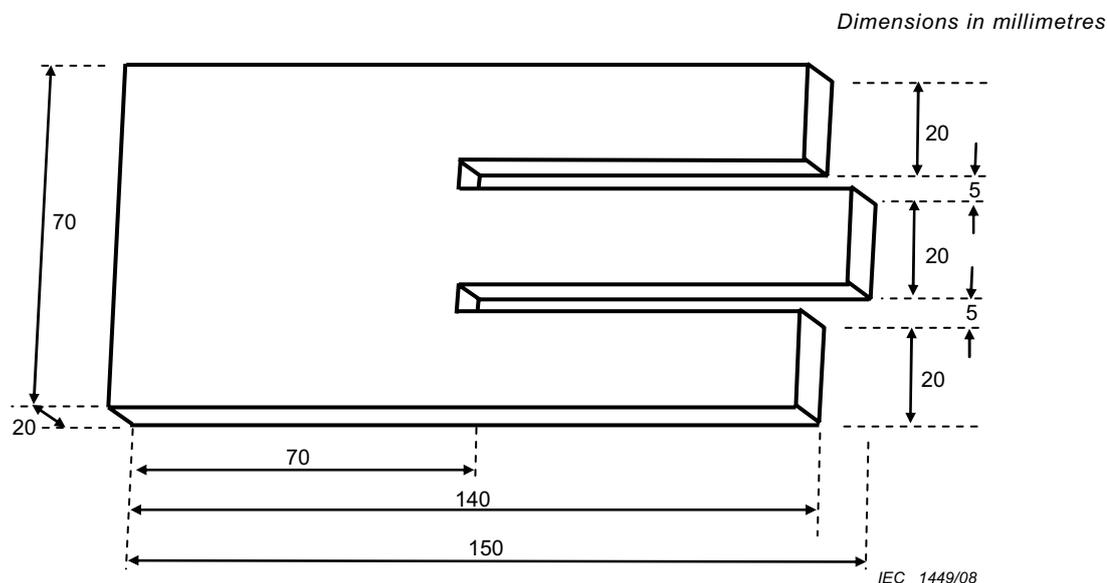


Figure B.16 – Homogeneous hand model

B.5 Anatomical models

Over the years, several computational methods have been proposed for calculations of induced current densities and SAR distributions in heterogeneous anatomically based models of the human body [29, 30, 31, 32, 33].

The International Commission for Radiological Protection has defined a "standard man" as 1,76 m tall. Based around this, models that fulfil the following criteria are suitable for use:

- height (from top of head to base of heel): 1,76 m \pm 8%;
- representative human shape;
- representative of the inhomogeneous structure of the human body;
- realistic dielectric properties of tissues;
- data resolution better than or equal to 10 mm steps.

There are a number of anatomical body models in use. These are based on medical imaging data or anatomical cross sectional diagrams/pictures and are representative of a human man. The actual data sets may be scaled to fit the above criteria. For localised exposure situations it is also acceptable to model using just the part or parts of the body specifically affected.

Example body models are described in the references contained in the bibliography and some are listed in Table B.5. Many of them are specific to the institution or author concerned, but are still suitable for use if the above criteria are met. References to these, or the institution responsible for them, do not indicate that they are any more suitable or more accurate than other models are. The parameters and voxel size of the model can contribute significant uncertainties, which is why most models are scaled to match the standard man.

Table B.5 – Examples of anatomical models

Model	Description	Source
Visible Man	The Visible Man data set is the first result of the Visible Human Project. It is a digital image data set of a complete human male and consists of computed tomographic and magnetic resonance scans as well as cyrosection images.	National Library of Medicine, 8600 Rockville Pike, Bethesda, Maryland, USA.
MEET Man	This is a processed version of the Visible Man data set to obtain a volume data set in voxel representation, which has then been segmented and classified into 40 different tissue types	Institute of Biomedical Engineering, University of Karlsruhe, Kaiserstrasse 12, D-76128 Karlsruhe, Germany
Hugo	This anatomical 3D volume and surface data set is also based on the Visible Man information. The data is currently categorised into 40 types of tissue. The data is created in different forms, including a voxel set, useful for dosimetry	ViewTec, Schaffhauserstrasse 466, CH-8052 Zürich, Switzerland.
Norman	This model is a 3D array of voxels, each of which contains information on its discrete tissue type (or air). It is based on medical imaging data and has been categorised into 37 different tissue types and scaled to match the ICRP66 standard man.	Health Protection Agency Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards (was NRPB), Chilton, Didcot, Oxfordshire, OX11 0RQ UK.
University of Utah	This anatomically based voxel model of the human body was obtained from MRI scans of a male volunteer. It is categorised into 31 Tissue types and is scaled to match the ICRP66 standard man.	Department of Electrical and Computer Engineering University of Utah 50 S. Central Campus Drive Salt Lake City, UT 84112-9206
University of Victoria	This is a voxel-based model categorised with up to 128 different tissues.	Department of Electrical and Computer Engineering, University of Victoria, Victoria, B.C., Canada, V8W 3P6.
Japanese male and female models	These anatomically based voxel models were obtained from MRI scans of Japanese male and female volunteers. The average size of the Japanese population was considered in the selection of the volunteers. Both models are segmented in 2mm voxels and classified into 51 different tissue types	National Institute of Information and Telecommunications (NICT), 4-2-1, Nukuikitamachi, Koganei, Tokyo 184-8795, Japan
NOTE: These are examples of anatomical models that may be used. References to these models, or the institution responsible for them, do not indicate that they are any more suitable or more accurate than other models.		

A publicly available example is the Visible Human Project from the National Library of Medicine, Bethesda, MD, USA [34, 35, 36]. There are commercially available data sets based on the Visible Human information.

B.6 Electrical properties of tissue

B.6.1 General

There have been several investigations into the electrical characteristics of various tissue types [37, 38, 39, 40]. In most cases, they were published for specific frequencies or ranges of frequencies. It has been shown that these properties vary with frequency and values have been interpolated between frequencies and tissue types when modelling. It is also possible that further interpolation and/or averaging of property values is required to match the exact tissue characterisation of particular anatomical models.

Gabriel, et al, made an extensive evaluation of this in published papers and reports during 1995 and 1996. The work included new measurements, a comparison of existing literature and an algorithm to calculate the properties across a wide range of frequencies [41, 42, 43, 44]. This is generally accepted to be the most comprehensive work on the subject, at the date of issue of this standard. A significant proportion of current modelling work uses these values as a basis, supplementing them with information from previous work where appropriate. The uncertainties grow larger at the ends of the frequency range and this has to be taken into consideration.

Work continues in this field, however, and this may produce new results in the future.

It must be noted that some tissue types are anisotropic (i.e. have different properties in different directions). It is not always possible to model this effect, however, and so an average (or similar) value is used in the model.

B.6.2 Values of electrical properties of tissue

The tables of values provided in Tables B.6 and B.7 were obtained from calculations made by the Electromagnetic Wave Research Institute of the Italian National Research Council [45], based on the algorithms provided in the Gabriel report to the Brooks AFB. These tables are example values, which may be used or interpolated for numerical modelling purposes. More precise values, at specific frequencies, may also be obtained from the quoted references or work of a similar nature.

Table B.6 – Conductivity of tissue types

Frequency	Conductivity (S/m)									
	10 Hz	100 Hz	1 kHz	10 kHz	100 kHz	1 MHz	10 MHz	100 MHz	1 GHz	10 GHz
Tissue type										
Air	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Aorta	0,25	0,28	0,31	0,31	0,32	0,33	0,34	0,46	0,73	9,13
Bladder	0,20	0,21	0,21	0,21	0,22	0,24	0,27	0,29	0,40	3,78
Blood	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	0,82	1,10	1,23	1,58	13,13
Bone (cancellous)	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,09	0,12	0,17	0,36	3,86
Bone (cortical)	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,04	0,06	0,16	2,14
Bone (marrow)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,02	0,04	0,58
Brain (grey Matter)	0,03	0,09	0,10	0,11	0,13	0,16	0,29	0,56	0,99	10,31
Brain (white Matter)	0,03	0,06	0,06	0,07	0,08	0,10	0,16	0,32	0,62	7,30
Breast fat	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,05	0,74
Cartilage	0,16	0,17	0,17	0,18	0,18	0,23	0,37	0,47	0,83	9,02
Cerebellum	0,05	0,11	0,12	0,13	0,15	0,19	0,38	0,79	1,31	9,77
Cerebro spinal fluid	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,11	2,46	15,38
Cervix	0,30	0,41	0,52	0,54	0,55	0,56	0,63	0,74	0,99	10,05
Colon	0,01	0,12	0,23	0,24	0,25	0,31	0,49	0,68	1,13	11,49
Cornea	0,41	0,42	0,42	0,44	0,50	0,66	0,87	1,04	1,44	11,33
Duodenum	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,58	0,78	0,90	1,23	13,31
Dura	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,54	0,74	0,99	8,58
Eye sclera	0,50	0,50	0,50	0,51	0,52	0,62	0,80	0,90	1,21	11,31
Fat	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,04	0,05	0,59
Gall bladder	0,90	0,90	0,90	0,90	0,90	0,90	0,90	1,01	1,29	12,53
Gall bladder bile	1,40	1,40	1,40	1,40	1,40	1,40	1,40	1,54	1,88	15,36
Heart	0,05	0,09	0,11	0,15	0,22	0,33	0,50	0,73	1,28	11,84
Kidney	0,05	0,10	0,11	0,14	0,17	0,28	0,51	0,81	1,45	11,57
Lens	0,31	0,32	0,33	0,34	0,34	0,37	0,52	0,60	0,82	9,26
Liver	0,03	0,04	0,04	0,05	0,08	0,19	0,32	0,49	0,90	9,39
Lung (deflated)	0,20	0,21	0,22	0,24	0,27	0,33	0,44	0,56	0,90	10,12
Lung (inflated)	0,04	0,07	0,08	0,09	0,11	0,14	0,23	0,31	0,47	4,21
Mucous membrane	0,00	0,00	0,00	0,00	0,07	0,22	0,37	0,52	0,88	8,95
Muscle	0,20	0,27	0,32	0,34	0,36	0,50	0,62	0,71	0,98	10,63
Nerve	0,02	0,03	0,03	0,04	0,08	0,13	0,22	0,34	0,60	6,03
Oesophagus	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,58	0,78	0,90	1,23	13,31
Ovary	0,31	0,32	0,32	0,33	0,34	0,36	0,46	0,75	1,34	9,82
Pancreas	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,60	0,72	0,79	1,08	12,13
Prostate	0,41	0,42	0,42	0,43	0,44	0,56	0,78	0,91	1,25	12,38
Skin (dry)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,20	0,49	0,90	8,01
Skin (wet)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,07	0,22	0,37	0,52	0,88	8,95
Small intestine	0,51	0,52	0,53	0,56	0,59	0,86	1,34	1,66	2,22	12,69
Spinal cord	0,02	0,03	0,03	0,04	0,08	0,13	0,22	0,34	0,60	6,03
Spleen	0,04	0,10	0,10	0,11	0,12	0,18	0,51	0,80	1,32	11,38
Stomach	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,58	0,78	0,90	1,23	13,31
Tendon	0,25	0,30	0,38	0,39	0,39	0,39	0,41	0,49	0,76	10,34
Testis	0,41	0,42	0,42	0,43	0,44	0,56	0,78	0,91	1,25	12,38
Thymus	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,60	0,72	0,79	1,08	12,13
Thyroid	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,60	0,72	0,79	1,08	12,13
Tongue	0,26	0,27	0,27	0,28	0,29	0,39	0,57	0,67	0,98	11,08
Trachea	0,30	0,30	0,30	0,31	0,34	0,37	0,46	0,55	0,80	8,54
Uterus	0,20	0,29	0,49	0,51	0,53	0,56	0,75	0,94	1,31	12,49
Vacuum	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Vitreous humor	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,67	15,13

Table B.7 – Relative permittivity of tissue types

Frequency	100 kHz	1 MHz	10 MHz	100 MHz	1 GHz	10 GHz
Tissue type						
Air	1	1	1,0	1,0	1,0	1,0
Aorta	930	218	109,5	59,8	44,6	32,7
Bladder	1 231	343	51,5	22,7	18,9	14,0
Blood	5 120	3 026	280,0	76,8	61,1	45,1
Bone (cancellous)	472	249	70,8	27,6	20,6	12,7
Bone (cortical)	228	145	36,8	15,3	12,4	8,1
Bone (marrow)	111	40	19,3	6,5	5,5	4,6
Brain (grey matter)	3 222	860	319,7	80,1	52,3	38,1
Brain (white matter)	2 108	480	175,7	56,8	38,6	28,4
Breast fat	71	24	7,9	5,7	5,4	3,9
Cartilage	2 572	1 391	179,3	55,8	42,3	25,6
Cerebellum	3 515	1 141	464,7	89,8	48,9	34,6
Cerebro spinal fluid	109	109	108,6	88,9	68,4	52,4
Cervix	1 751	448	179,7	60,3	49,6	37,7
Colon	3 722	1 679	271,5	81,8	57,5	41,9
Cornea	10 567	2 878	259,4	76,0	54,8	40,3
Duodenum	2 861	1 678	246,4	77,9	64,8	48,9
Dura	326	253	194,9	60,5	44,2	33,0
Eye sclera	4 745	2 178	208,3	67,9	55,0	41,5
Fat	93	27	13,8	6,1	5,4	4,6
Gall bladder	107	100	98,8	79,0	59,0	47,2
Gall bladder bile	120	120	119,5	95,0	70,0	55,9
Heart	9 846	1 967	293,5	90,8	59,3	42,2
Kidney	7 652	2 251	371,2	98,1	57,9	40,3
Lens	2 068	1 227	176,1	55,1	46,4	35,4
Liver	7 499	1 536	223,1	69,0	46,4	32,5
Lung (deflated)	5 145	1 171	180,3	67,1	51,1	38,0
Lung (inflated)	2 581	733	123,7	31,6	21,8	16,1
Mucous membrane	15 357	1 833	221,8	66,0	45,7	33,5
Muscle	8 089	1 836	170,7	66,0	54,8	42,8
Nerve	5 133	926	155,1	47,3	32,3	23,8
Oesophagus	2 861	1 678	246,4	77,9	64,8	48,9
Ovary	1 942	678	293,6	87,2	49,8	32,8
Pancreas	3 301	1 433	162,7	68,8	59,5	45,2
Prostate	5 717	2 683	246,9	75,6	60,3	45,2
Skin (dry)	1 119	991	361,7	72,9	40,9	31,3
Skin (wet)	15 357	1 833	221,8	66,0	45,7	33,5
Small intestine	13 847	5 676	488,5	96,5	58,9	42,0
Spinal cord	5 133	926	155,1	47,3	32,3	23,8
Spleen	4 222	2 290	440,5	90,7	56,6	40,6
Stomach	2 861	1 678	246,4	77,9	64,8	48,9
Tendon	472	160	103,2	53,9	45,6	29,3
Testis	5 717	2 683	246,9	75,6	60,3	45,2
Thymus	3 301	1 433	162,7	68,8	59,5	45,2
Thyroid	3 301	1 433	162,7	68,8	59,5	45,2
Tongue	4 746	2 178	208,3	67,9	55,0	41,5
Trachea	3 735	775	146,1	53,0	41,8	31,1
Uterus	3 411	1 168	321,6	80,0	60,8	45,3
Vacuum	1	1	1,0	1,0	1,0	1,0
Vitreous humor	98	84	70,0	69,1	68,9	57,9

B.6.3 Approximate conductivities for homogeneous modelling at lower frequencies

For homogeneous body models, the electrical properties can be selected from Tables B.6 and B.7 as appropriate for the tissue types being investigated. Alternatively they can be taken from the approximate values in Figures B.17.

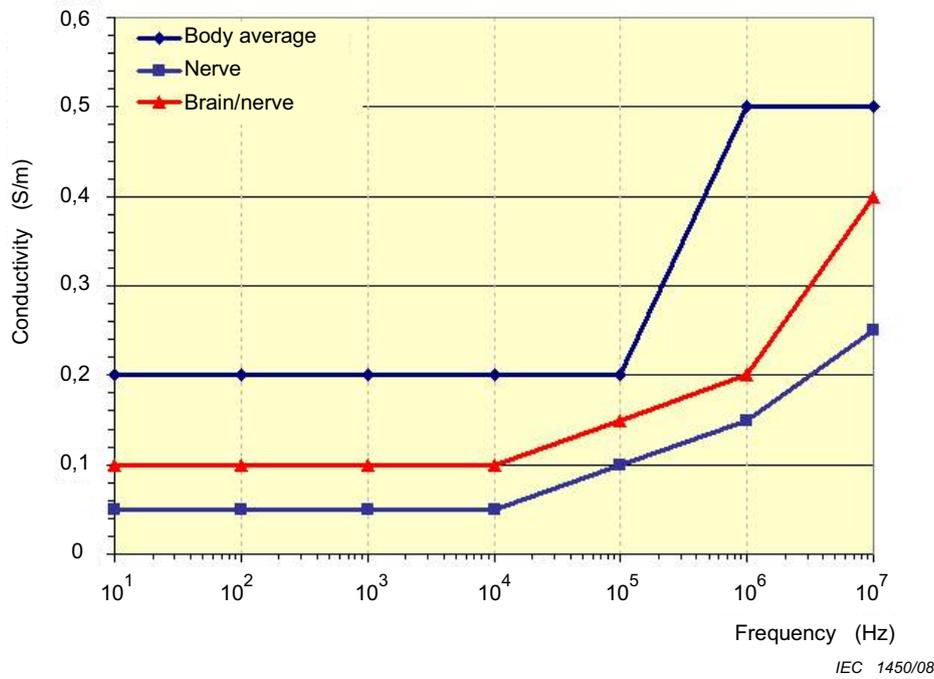


Figure B.17 – Approximate conductivities for LF homogeneous body modelling

B.6.4 Uncertainties

The source work for the tissue properties provided in this document also provides some guidance on the uncertainties of the values. The discussion is based on the following statement “Biological tissues are inhomogeneous and show considerable variability in structure or composition and hence in dielectric properties. Such variations are natural and may be due to physiological processes or other functional requirements.”

The information on uncertainty is summarised as:

- Random reproducibility is about 1 % across the frequency range
- The spread of values ranges from about ± 5 % to 10 % above 100 MHz to ± 5 % to 25 % at the lower end of the frequency scale
- The dielectric parameters below 1 kHz may be under corrected. This source of errors may affect the dielectric permittivity parameters by up to a factor of two.

Similar indications of uncertainties should be taken if other sources of values are used.

Annex C (informative)

A simplified method for summation of multiple sources

C.1 Introduction

It can be difficult to directly add the exposure due to more than one source if some of the sources are assessed against basic restrictions and some are assessed against reference values. This section provides a very simplified method for this addition.

This is a simple method and is highly conservative and overestimates the exposure, as it takes no account of phase relationships between sources, which might reduce the overall exposure. Because of this it is not possible to use this summation method to demonstrate non-conformance. If this simple method shows that the total exposure to be above the allowed total, then conformance may be demonstrated using a more complex evaluation by measurement and/or modelling of all the sources, in-situ and using the summation formulas provided in the exposure guidelines or standards being used.

The formulae from the exposure guidelines being used for conformity purposes shall be used when conformity is in question.

Some exposure requirements use induced current or in-situ electric fields as a basic restriction up to 100 kHz (or 10 MHz) and SAR from 100 kHz. In such cases, the exposure from 0 kHz to 100 kHz (or 0 MHz to 10 MHz) and from 100 kHz to 300 GHz should be assessed independently. Any values at frequencies that overlap the two ranges should be included in both exposure evaluations

If there is a simple, operational, time relationship between the exposures from different sources, this can be taken into account. For example several sources may be synchronised so they cannot emit simultaneously such as with a “listen before talk” spectrum management system, where only one would transmit at any time. For exposures using time averaging, all sources should be considered which are emitting during the averaging time.

C.2 Exposure ratio from a single source

Each source shall have its exposure calculated as a proportion of the maximum value taken from the exposure requirements, at the frequency, or frequencies concerned. This is a numeric value, has no units of measure and can be expressed as a percentage, or a fraction, providing all are expressed the same way, or converted so that they can be expressed in the same way.

$$EXP_{BR} = \frac{X_{BR}}{L_{BR}} \quad (C.1)$$

$$EXP_{RV} = \frac{X_{RV}}{L_{RV}} \quad (C.2)$$

where

X_{BR} is the evaluated value of exposure due to a single source in units comparable with those used for the basic restrictions

L_{BR} is the basic restriction applicable for comparison against the evaluated value

X_{RV} is the evaluated value of exposure due to a single source in units comparable with those used for the reference values

L_{RV} is the reference value applicable for comparison against the evaluated value

This means that exposures expressed as a proportion of a reference value can be added to exposures expressed as a proportion of a basic restriction. The same source should not be included in both the basic restriction proportion and the reference value proportion.

To determine the assessed value due to any one source, the summation formulae for simultaneous exposure to multiple frequencies applicable to the exposure requirements under consideration should be used. These do not, however usually include a means of specifically combining basic restriction proportions with those from reference values. If such means is not included, the method below shall be used.

C.3 Summation for electrical stimulation effects (low frequencies)

For a series of sources N , M of which have had exposure assessed as a proportion of basic restrictions and $N - M$ of which have had exposure evaluated as a proportion of reference values, the summation can be made as follows:

$$\sum_{n=1}^M EXP_{BR,n} + \sum_{n=M+1}^N EXP_{RV,n} \tag{C.3}$$

where

$EXP_{BR,n}$ is the exposure ratio, assessed against basic restrictions, of source n .

$EXP_{RV,n}$ is the exposure ratio, assessed against reference values, of source n

The proportion of exposure should be calculated for each source using the known or calculated exposure at the source distance being evaluated. As an alternative, a closer (more conservative) distance may be used if that is the only information available.

An environmental, background, level may also be added as a proportion of the reference value, if required. In most cases covered by this standard, the background level is low in comparison with the sources concerned.

C.4 Summation for thermal effects (high frequencies)

For a series of sources P , M of which have had exposure assessed as a proportion of basic restrictions, $N - M$ of which have had exposure evaluated as a proportion of field strength (E or H) reference values, and $P - N$ of which have had exposure evaluated as a proportion of power density reference values, the summation can be made as follows:

$$\sum_{n=1}^M EXP_{BR,n} + \sum_{n=M+1}^N (EXP_{RVEH,n})^2 + \sum_{n=N+1}^P EXP_{RVPD,n} \tag{C.4}$$

where

$EXP_{BR,n}$ is the total exposure, assessed against basic restrictions, of source n .

$EXP_{RVEH,n}$ is the total exposure, evaluated against E or H reference values, of source n

$EXP_{RVP,n}$ is the total exposure, assessed against power density reference values, of source n

The proportion of exposure should be calculated for each source using the known or calculated exposure at the source distance being evaluated. As an alternative, a closer (more conservative) distance may be used if that is the only information available.

An environmental, background, level may also be added as a proportion of the reference value, or as a proportion of the basic restriction level, if required.

Annex D (informative)

Uncertainty

D.1 Introduction

Uncertainty is a statistical evaluation of the quality of the results of the evaluation being performed. The actual value of the item under evaluation may be above or below the assessed value by any amount up to the determined uncertainty (to a confidence level of 95 %). In itself uncertainty is not an error value that must be added or subtracted, however some guidelines or standards may require it to be included in the overall evaluation of a product or exposure situation.

The following subclauses provide options on inclusion methods.

D.2 Shared uncertainty budget

The concept of “shared uncertainty budget” can be applied to measurements and calculations. This means that in all cases, the actual measured or calculated values are used for comparison with appropriate exposure guidelines. Uncertainties are recorded but are not used in the comparison provided the uncertainty is below the reasonable values given in Table 3.

In this way the uncertainty is included in determining the quality of the evaluation but not in the comparison against limit values. Further guidance on this method can be obtained from CISPR 16-4-2

If the uncertainty is not below the values given in Table 3, then the appropriate value in Table 3 should be subtracted from the assessed uncertainty and this result used as the uncertainty, U , in D.3 below.

D.3 Using uncertainty value in comparison against limit values

In some specific exposure evaluations or for particular requirements or guidelines, it may be necessary to include the computed value of uncertainty as part of the overall compliance assessment. This method also applies for inclusion of large uncertainties, greater than in Table 3 (see D.2).

For an evaluation value of X , a determined uncertainty of U and a limit value of L , the uncertainty may be combined in the evaluation against the limit as follows:

To show that the actual value is below the limit value:

$$X + U \leq L \tag{D.1}$$

To show that the actual value is above the limit value:

$$X - U > L \tag{D.2}$$

If neither of the above conditions is fulfilled then the result of the comparison is uncertain. Since the uncertainty level will differ according to different methods and evaluation environments, the result $X + U > L$ does not show that the actual value is above the limit.

Bibliography

- [1] ISO/IEC 17025, *General requirements for the competence of testing and calibration laboratories*
- [2] IEC 61786, *Measurement of low-frequency magnetic and electric fields with regard to exposure of human beings – Special requirements for instruments and guidance for measurements*
- [3] IEC 61566, *Measurement of exposure to radiofrequency electromagnetic fields – Field strength in the range 100 kHz to 1 GHz*
- [4] IEC 62209-1, *Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices – Human models, instrumentation, and procedures – Part 1: Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for hand-held devices used in close proximity to the ear (frequency range of 300 MHz to 3 GHz)*
- [5] IEC 62209-2, *Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices – Human models, instrumentation, and procedures Part 2: Procedure to determine the Specific Absorption Rate (SAR) in the head and body for 30 MHz to 6 GHz Handheld and Body-Mounted Devices used in close proximity to the Body*³⁾
- [6] IEC 62311, *Assessment of electronic and electrical equipment related to human exposure restrictions for electromagnetic fields (0 Hz – 300 GHz)*
- [7] ICRP 66 (1994), International Commission for Radiological Protection
- [8] ICNIRP. Guidance on determining compliance of exposure to pulsed and complex non-sinusoidal waveforms below 100kHz with ICNIRP Guidelines. *Health Physics*, 2003, 84(3), pp 383-387
- [9] ISO/IEC Guide 98:1995, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM)*
- [10] *The Expression of Uncertainty in EMC Testing*. LAB34, United Kingdom Accreditation Service, 2002
- [11] ETSI TR 100 028-1: *Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM); Uncertainties in the measurement of mobile radio equipment characteristics; Part 1*
- [12] CISPR 16-4-2, *Specification for radio disturbance and immunity measuring apparatus and methods – Part 4-2: Uncertainties, statistics and limit modelling – Uncertainty in EMC measurements*
- [13] DIMBYLOW, P. J. Induced Current Densities from Low-Frequency Magnetic Fields in a 2 mm Resolution, Anatomically Realistic Model of the Body. *Phys. Med. Biol.*, 1998, Vol. 43, pp. 221-230.
- [14] STUCHLY, M. A. and GANDHI, O. P. Inter-Laboratory Comparison of Numerical Dosimetry for Human Exposure to 60 Hz Electric and Magnetic Fields. *Publication data to be advised*.
- [15] CHADWICK, P.J. *Occupational exposure to electromagnetic fields: practical application of NRPB guidance*. NRPB-R301, National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxfordshire, UK, 1998
- [16] CHIBA, A. et. al. Application of finite element method to analysis of induced current densities inside human model exposed to 60-Hz electric field. *IEEE Trans. Power Apparatus and Systems*, Vol. PAS-103, No. 7, July 1984
- [17] FEAR, E.C., STUCHLY, M.A. Modeling assemblies of biological cells exposed to electric fields. *IEEE Biomedical Engineering*, 1998

3) In preparation

- [18] MÜLLER, M., SACHSE, F., Meyer-Waarden K. Creation of finite element models of human body based upon tissue-classified voxel representations. *The Visible Human Project Conference Proceedings*, National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, 1996, pp. 73-74.
- [19] GANDHI O. P. and CHEN J. Y. Numerical Dosimetry at Power-Line Frequencies Using Anatomically-Based Models. *Bioelectromagnetics Supplement*, , 1992, Vol. 1, pp. 43-60.
- [20] GUSTRAU, F., BAHR, A., RITTWEGER, M., GOLTZ, S. and EGGERT S. Simulation of Induced Current Densities in the Human Body at Industrial Induction Heating Frequencies. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 1999, Vol. 41, No. 4, pp 480-486.
- [21] WEILAND, T. The Numerical Solution of Maxwell's Equations and applications in the Field of Accelerator Physics. *Particle Accelerators*, 1984, Vol. 15, pp 245-292.
- [22] GANDHI, O. P. and DEFORD, J. F. Calculation of EM Power Deposition for Operator Exposure to RF Induction Heaters. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 1988, Vol. EMC-30, pp. 63-68.
- [23] GANDHI, O. P., DEFORD, J. F. and KANAI H. Impedance Method for Calculation of Power Deposition Patterns in Magnetically-Induced Hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1984, Vol. 31, pp. 644-651.
- [24] 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.*, 1988, Vol. 35, pp. 577-583.
- [25] DAWSON, T. W., DE MOERLOOSE, J. and STUCHLY M. A. Comparison of Magnetically-Induced ELF Fields in Humans Computed by FDTD and Scalar Potential FD Codes. *ACES J*, 1996, Vol. 11, pp. 63-71.
- [26] FURSE, C.M. and GANDHI, O.P. Calculation of electric fields and currents induced in a millimeter-resolution human model at 60 Hz using the FDTD method. *Bioelectromagnetics*, 1998, vol. 19, pp. 293-299.
- [27] BARATON, P. and HUTZLER, B. Magnetically induced currents in the human body. *IEC Technology Trend Assessment No.1*, International Electrotechnical Commission, 1995.
- [28] IEEE Std C95.6: 2002, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0–3 kHz*. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.
- [29] GANDHI, O. P. Some Numerical Methods for Dosimetry: Extremely Low Frequencies to Microwave Frequencies. *Radio Science*, 1995, Vol. 30, pp. 161-177.
- [30] DIMBYLOW, P. J. Induced Current Densities from Low-Frequency Magnetic Fields in a 2 mm Resolution, Anatomically Realistic Model of the Body. *Phys. Med. Biol.*, 1998, Vol. 43, pp. 221-230.
- [31] XI, W., STUCHLY, M. A. and GANDHI, O. P. Induced Electric Currents in Models of Man and Rodents from 60 Hz Magnetic Fields. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1994, Vol. 41, pp. 1018-1023.
- [32] STUCHLY, M. A. and XI, W. Modeling Induced Currents in Biological Cells Exposed to Low-Frequency Magnetic Fields. *Phys. Med. Biol.*, 1994, Vol. 39, pp. 1319-1330.
- [33] GANDHI, O. P., CHEN, X. B., WU, D. and LAZZI, G. Currents Induced in Anatomic Models of the Human for Uniform and Nonuniform Power Frequency Magnetic Fields. *Bioelectromagnetics*, 2001, Vol. 22, no.2, pp. 112-121.
- [34] *The Visible Human Project Factsheet*. US National Library of Medicine, Bethesda, MD 20894, 1999.
- [35] ACKERMAN, M. J. Accessing the Visible Human Project. *D-Lib Magazine*, October 1995.

- [36] SACHSE, F. B., WERNER, C., MÜLLER, M., MEYER-WAARDEN, K. Segmentation and Tissue-Classification of the Visible Man Dataset Using the Computeromographic Scans and the Thin Section Photos. *The Visible Human Project Conference Proceedings*, National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, 1996.
- [37] GEDDES, L. A. and BAKER, L. E. The Specific Resistance of Biological Material – A Compendium of Data for the Biomedical Engineer. *Medical and Biological Engineering*, 1967, Vol. 5 pp 271-293.
- [38] FOSTER, K. R. and SCHWAN, H. P. Dielectric Properties of Tissues. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, Second Edition, Ed. E. Polk and E. Postow, CRC Press, Boca Raton, Fla., USA, 1995.
- [39] DURNEY, C. H., MASSOUDI, H. and ISKANDER, M. F. *Radio Frequency Radiation Dosimetry Handbook*. 4th Ed., USAF/SAM, Brooks AFB, TX, USA, 1986.
- [40] STUCHLY, M. A. and STUCHLY, S. S. Dielectric Properties of Biological Substances – Tabulated. *Journal of Microwave Power*, 1980, Volume 15(1), pp 19-26.
- [41] GABRIEL, C., GABRIEL, S. and COURTHOUT, E. The Dielectric Properties of Biological Tissues: I. Literature survey. *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41 (11), pp 2231-2250.
- [42] GABRIEL, S., LAU, R. W. and GABRIEL, C. The Dielectric Properties of Biological Tissues: II. Measurement in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41 (11), pp 2251-2269.
- [43] GABRIEL, C. and GABRIEL, S. The Dielectric Properties of Biological Tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41 (11), pp 2271-2293.
- [44] *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*. Report AL/OE-TR-1996-0037, Armstrong Laboratory, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas 78235, USA, 1996; (Internet Site: <http://www.brooks.af.mil>; <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric>)
- [45] The "Nello Carrara" Institute for Applied Physics of the Italian National Research Council, Via Madonna del Piano, 10, I-50019 Sesto Fiorentino (FI), Italy (Internet Site: <http://www.ifac.cnr.it/>; <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>)
-

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	77
INTRODUCTION.....	79
1 Domaine d'application	80
2 Références normatives.....	81
3 Termes, définitions, et abréviations	81
3.1 Grandeurs	81
3.2 Constantes	82
3.3 Termes et définitions.....	82
4 Mesures et calculs pour évaluer des appareils	88
4.1 Introduction	88
4.2 Évaluation par rapport aux valeurs de référence.....	88
4.2.1 Généralités.....	88
4.2.2 Mesures directes pour la comparaison aux valeurs de référence	89
4.2.3 Mesures dans l'espace pour la comparaison aux valeurs de référence.....	89
4.2.4 Modélisation et analyse tenant compte de la non uniformité du champ	90
4.3 Mesures du débit d'absorption spécifique (<i>DAS</i>).....	97
4.3.1 Généralités.....	97
4.3.2 Mesures du champ électrique interne	97
4.3.3 Mesures de la température interne	98
4.3.4 Mesures calorimétriques du transfert de chaleur.....	99
4.3.5 Modèles de fantôme et fluides	99
4.4 Évaluations numériques pour la comparaison aux restrictions de base	99
4.4.1 Généralités.....	99
4.4.2 Évaluations utilisant des modèles homogènes	100
4.4.3 Cas particulier de l'exposition en champ inductif proche de 100 kHz à 50 MHz.....	102
4.4.4 Fréquences supérieures à 50 MHz	103
4.4.5 <i>DAS</i> local (100 kHz à 10 GHz).....	103
4.5 Évaluations utilisant des modèles non homogènes pour la comparaison aux restrictions de base	103
4.5.1 Généralités.....	103
4.5.2 Modèles anatomiques du corps	104
4.5.3 Méthode de calcul/modélisation.....	105
4.5.4 Position du corps par rapport à l'appareil en cours d'évaluation.....	105
4.6 Mesure des courants de contact et de membre.....	105
5 Mesures pour le contrôle de champ	105
5.1 Généralités.....	105
5.2 Mesures de champ	106
5.2.1 Mesure, dans le cas où une personne séjourne pendant un temps important.....	106
5.2.2 Mesures détaillés pour une exposition non transitoire.....	106
5.3 Évaluation supplémentaire	106
6 Exposition à partir de sources à fréquences multiples ou à formes d'onde complexes.....	107
7 Exposition à des sources multiples	107

8	Incertitude	108
8.1	Généralités.....	108
8.2	Incertitudes d'évaluation.....	108
8.2.1	Incertitudes simples.....	109
8.2.2	Combinaison d'incertitudes.....	109
8.3	Exemples d'éléments d'incertitude typiques.....	109
8.3.1	Mesure	109
8.3.2	Calcul numérique.....	109
8.4	Incertitudes globales	109
9	Rapport d'évaluation	110
	Annexe A (informative) Caractéristiques des appareils	111
	Annexe B (informative) Informations pour la modélisation numérique.....	122
	Annexe C (informative) Une méthode simplifiée de sommation dans le cas de sources multiples	142
	Annexe D (informative) Incertitude.....	145
	Bibliographie.....	147
	Figure 1 – Grille de mesures du torse	92
	Figure 2 – Grille de mesures de la tête	92
	Figure 3 – Antenne au sol sur pied unique	93
	Figure 4 – Antenne double au sol	93
	Figure 5 – Antenne unique sous le sol	94
	Figure 6 – Antenne unique au plafond.....	94
	Figure 7 – Antennes combinées au sol et au plafond	95
	Figure 8 – Antenne en boucle de type «portique»	95
	Figure 9 – Antenne montée sur une table ou un comptoir.....	96
	Figure 10 – Antenne montée sur une paroi ou une structure verticale	96
	Figure 11 – Antenne portative (à main)	97
	Figure 12 – Modèle disque.....	101
	Figure 13 – Modèle cubique.....	101
	Figure 14 – Modèle sphéroïde	101
	Figure A.1 – Exemple d'équipement monté sur une sortie et montrant l'étendue de détection.....	114
	Figure A.2 – Exemple d'équipement monté sur les côtés	114
	Figure A.3 – Couplage inductif.....	117
	Figure A.4 – Couplage électromagnétique	117
	Figure A.5 – Couplage capacitif	117
	Figure A.6 – Vue générale d'un système RFID.....	119
	Figure B.1 – Courant induit dans une boucle.....	122
	Figure B.2 – Modèle disque	126
	Figure B.3 – modèle disque pour fin de validation	127
	Figure B.4 – Modèle cubique	128
	Figure B.5 – Exemple de modèle cubique montrant le courant induit en trois dimensions	128
	Figure B.6 – Sphéroïde allongé.....	129

Figure B.7 – Bobines de Helmholtz et sphéroïde allongé	130
Figure B.8 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 60 cm par 30 cm (champ magnétique).....	131
Figure B.9 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 60 cm par 30 cm (densité de courant induit).....	131
Figure B.10 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 120 cm par 60 cm (champ magnétique).....	132
Figure B.11 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 120 cm par 60 cm (densité de courant induit).....	132
Figure B.12 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 160 cm par 80 cm (champ magnétique).....	133
Figure B.13 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 160 cm par 80 cm (densité de courant)	133
Figure B.14 – Modèle de forme du corps humain	135
Figure B.15 – Forme humaine homogène (Courant induit)	135
Figure B.16 – Modèle de la main homogène	136
Figure B.17 – Conductivités approchées pour la modélisation BF du corps homogène.....	141
Tableau 1 – Dimensions et distances pour les Figures 1 à 11	91
Tableau 2 – Dimensions et distances pour les formes simplifiées du corps	102
Tableau 3 – Incertitudes totales maximales de l'évaluation	110
Tableau A.1 – Bandes de fréquence et caractéristiques types des systèmes	117
Tableau A.2 – Exemples de bandes de fréquence et leurs applications.....	118
Tableau B.1 – Dimensions du modèle disque de la Figure B.2	126
Tableau B.2 – Dimensions du modèle cubique de la Figure B.4	128
Tableau B.3 – Dimensions du sphéroïde allongé de la Figure B.6	129
Tableau B.4 – Résumé des résultats.....	134
Tableau B.5 – Exemples de modèles anatomiques	137
Tableau B.6 – Conductivité des types de tissu	139
Tableau B.7 – Permittivité relative de types de tissu	140

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ÉVALUATION DE L'EXPOSITION HUMAINE AUX CHAMPS ÉLECTROMAGNÉTIQUES PRODUITS PAR LES DISPOSITIFS RADIO À COURTE PORTÉE DANS LA PLAGE DE FRÉQUENCE 0 GHz à 300 GHz –

Partie 1: Champs produits par les dispositifs utilisés pour la surveillance électronique des objets, l'identification par radiofréquence et les systèmes similaires

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de la CEI). La CEI a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, la CEI – 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 la CEI"). 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 la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de la CEI intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de la CEI se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de la CEI. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que la CEI s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; la CEI ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de la CEI dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de la CEI et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) La CEI n'a prévu aucune procédure de marquage valant indication d'approbation et n'engage pas sa responsabilité pour les équipements déclarés conformes à une de ses Publications.
- 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 la CEI, 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 la CEI, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de la CEI ou de toute autre Publication de la CEI, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de la CEI peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. La CEI ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et de ne pas avoir signalé leur existence.

La norme internationale CEI 62369-1 a été établie par le comité d'études 106 de la CEI: Méthodes d'évaluation des champs électriques, magnétiques et électromagnétiques en relation avec l'exposition humaine.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
106/156/FDIS	106/159/RVD

Le rapport de vote indiqué dans le tableau ci-dessus donne toute information sur le vote ayant abouti à l'approbation de cette norme.

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/CEI, Partie 2.

Une liste de toutes les parties de la série CEI 62369, présentées sous le titre général *Evaluation de l'exposition humaine aux champs électromagnétiques produits par les dispositifs radio à courte portée dans la plage de fréquence 0 GHz à 300 GHz*, peut être consultée sur le site web de la CEI.

Le comité a décidé que le contenu de cette publication ne sera pas modifié avant la date de maintenance indiquée sur le site web de la CEI sous «<http://webstore.iec.ch>» dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- reconduite;
- supprimée;
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.

INTRODUCTION

Les champs électromagnétiques interagissent sur le corps humain et sur d'autres systèmes biologiques selon un certain nombre de mécanismes physiques. Les mécanismes principaux d'interaction sont fondés sur des effets sur le système nerveux et la production de chaleur. Ces effets dépendent de la fréquence et sont définis par des grandeurs biologiques. Fondés sur des effets sanitaires scientifiquement établis, ils constituent des exigences d'exposition reconnues au niveau international, régional et parfois national. Ils sont établis comme restrictions de base exprimées dans des grandeurs qui ne sont pas nécessairement directement mesurables, et ils incluent des facteurs de sécurité élevés pour assurer un haut niveau de protection. Ces grandeurs peuvent être déterminées soit par calcul pour chaque cas, soit par mesure d'une valeur de référence ayant une relation prédéterminée avec ces grandeurs, généralement dans des conditions pire-cas de champ lointain. Le respect de la valeur de référence assurera le respect de la restriction de base appropriée, sauf dans certaines situations spécifiques de champ proche qui devaient normalement être identifiées ou mises en évidence dans les recommandations d'exposition applicables. Si la grandeur mesurée excède la valeur de référence, il ne s'en suit pas nécessairement que la restriction de base est également dépassée. Dans ces circonstances, des techniques plus détaillées d'évaluation seront nécessaires, qui sont spécifiques à ce type d'équipement et d'exposition.

Le présent document fait partie d'une série de normes couvrant l'évaluation de l'exposition du corps humain aux champs électromagnétiques des dispositifs à courte portée (SRD pour «short range devices») dans des applications diverses sur la bande de fréquence de 0 GHz à 300 GHz.

ÉVALUATION DE L'EXPOSITION HUMAINE AUX CHAMPS ÉLECTROMAGNÉTIQUES PRODUITS PAR LES DISPOSITIFS RADIO À COURTE PORTÉE DANS LA PLAGE DE FRÉQUENCE 0 GHz à 300 GHz –

Partie 1: Champs produits par les dispositifs utilisés pour la surveillance électronique des objets, l'identification par radiofréquence et les systèmes similaires

1 Domaine d'application

La présente partie de la CEI 62369 présente des procédures d'évaluation de l'exposition humaine aux champs électromagnétiques (EMF) produits par les appareils utilisés dans les dispositifs de détection électronique d'objets (EAS), d'identification radio fréquence (RFID) et dans les applications similaires. Elle adopte une approche par étapes pour faciliter l'évaluation de conformité. La première étape (étape 1) est une simple mesure comparée aux valeurs de référence déduites appropriées. L'étape 2 est une série de mesures ou de calculs plus complexes, couplés aux techniques d'analyse. L'étape 3 exige une modélisation et une analyse détaillées pour la comparaison aux restrictions de base. Lors de l'évaluation de tout dispositif, la méthode la plus appropriée à la situation d'exposition peut être mise en oeuvre.

Au moment de la rédaction de la présente norme internationale, les matériels électroniques de surveillance, d'identification par radio fréquence et autres systèmes similaires ne mettent pas en œuvre des fréquences inférieures à 1 Hz ou supérieures à 10 GHz. Les recommandations et les normes relatives à l'exposition aux champs EM peuvent couvrir une étendue de fréquence plus large, aussi une identification claire de l'étendue requise fait partie des procédures d'évaluation.

Les dispositifs couverts par ce document produisent normalement des champs non uniformes. Souvent l'intensité des champs produits par ces dispositifs diminue très rapidement en fonction de la distance. Ces produits fonctionnent dans des conditions de champ proche où le rapport entre champs électriques et magnétiques n'est pas constant. Ceci, ainsi que les conditions d'exposition typique pour différents types de dispositifs, est détaillé à l'Annexe A.

L'Annexe B contient des informations détaillées pouvant aider à appréhender la situation d'exposition avec des modèles numériques. Elles incluent les modèles homogènes et les modèles anatomiques ainsi que les propriétés électriques des tissus.

La présente norme internationale ne donne pas de limites. Des limites peuvent être obtenues dans des recommandations relatives à l'exposition de l'homme publiées séparément. Différentes recommandations et valeurs limites peuvent s'appliquer dans différentes régions. Sont usuellement en relation avec les recommandations, les méthodes de sommations sur des grandes étendues de fréquence et pour des expositions à des sources multiples. Celles-ci doivent être utilisées. Une méthode simplifiée pour la sommation de sources multiples est donnée en Annexe C. Du fait qu'elle est simplificatrice et qu'elle surestime l'exposition, cette méthode a été utilisée avec précautions; cependant elle est un guide pratique quand les résultats d'évaluations différentes sont exprimés en diverses unités de mesure qui ne sont pas compatibles.

Les recommandations pour traiter les incertitudes de l'évaluation peuvent différer entre les pays et régions. L'Annexe D apporte des informations sur les deux méthodes les plus communes.

Une bibliographie donnée à la fin de la présente norme fournit des informations générales ainsi que des informations utiles pour la mesure des champs électromagnétiques. Voir [1] à [6]¹⁾.

Des normes nationales ou internationales peuvent constituer des alternatives.

2 Références normatives

Aucune.

3 Termes, définitions, et abréviations

Les unités SI, internationalement reconnues, sont utilisées dans le présent document.

3.1 Grandeurs

Grandeur	Symbole	Unité	Dimension
Induction magnétique	<i>B</i>	tesla (Vs/m ²)	T
Densité de charges électriques	<i>D</i>	coulomb par mètre carré	Cm ⁻²
Champ électrique	<i>E</i>	volt par mètre	Vm ⁻¹
Fréquence	<i>f</i>	hertz	Hz
Champ magnétique	<i>H</i>	ampère par mètre	Am ⁻¹
Densité de courant	<i>J</i>	ampère par mètre carré	Am ⁻²
Densité de puissance	<i>S</i>	watt par mètre carré	Wm ⁻²
Débit d'absorption spécifique	<i>DAS</i>	watt par kilogramme	Wkg ⁻¹
Température	<i>T</i>	kelvin	K
Permittivité	<i>ε</i>	farad par mètre	Fm ⁻¹
Longueur d'onde	<i>λ</i>	mètre	m
Perméabilité	<i>μ</i>	henry par mètre	Hm ⁻¹
Masse volumique	<i>ρ</i>	kilogramme par mètre cube	kgm ⁻³
Conductivité électrique	<i>σ</i>	siemens par mètre	Sm ⁻¹

1) Les chiffres entre crochets renvoient à la bibliographie.

3.2 Constantes

Constante physique	Symbole	Valeur
Vitesse de la lumière en espace libre	c	$2,998 \times 10^8 \text{ ms}^{-1}$
Permittivité de l'espace libre	ϵ_0	$8,854 \times 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$
Perméabilité de l'espace libre	μ_0	$4\pi \times 10^{-7} \text{ Hm}^{-1}$
Impédance de l'espace libre	Z_0	120π (ou 377) Ω

3.3 Termes et définitions

3.3.1

antenne

ensemble d'éléments conducteurs qui rayonnent et/ou reçoivent l'énergie dans le spectre des fréquences radio

3.3.2

puissance absorbée moyenne (temporelle)

P_{avg}

moyenne temporelle de l'énergie incidente, définie par la relation:

$$P_{\text{avg}} = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} P(t) dt$$

où t_1 et t_2 constituent le début et la fin de la période d'exposition (l'intervalle $t_2 - t_1$ est la durée de l'exposition)

3.3.3

temps d'intégration

t_{avg}

temps approprié sur lequel la moyenne de l'exposition est calculée pour déterminer la conformité aux limites

3.3.4

largeur de bande

plage ou bande de fréquences du spectre électromagnétique dans laquelle un système est capable de recevoir et d'émettre

3.3.5

restrictions de base (ou limites de base)

valeurs de l'exposition humaine à des champs électriques, magnétiques et électromagnétiques variables dans le temps, qui sont basées sur des niveaux pour lesquels des effets sanitaires sont établis, et qui incluent un niveau élevé de sécurité. Ces valeurs peuvent être définies en termes de densité de courant induit, de champs électriques *in situ*, de débit d'absorption spécifique ou autres grandeurs dosimétriques similaires

3.3.6

porteuse

fréquence utilisée pour transmettre des données par une modulation appropriée de l'onde porteuse

3.3.7 conductivité

σ

rapport de la densité de courant de conduction dans un milieu à l'amplitude du champ électrique dans le milieu

$$J = \sigma E$$

3.3.8 densité de courant

J

courant induit par le champ électromagnétique, par unité de surface, à l'intérieur du corps

3.3.9 dispositif de désactivation

dispositif qui modifie la fonction des transpondeurs pour qu'ils ne puissent plus répondre à un signal

3.3.10 constante diélectrique

ε

Voir permittivité.

3.3.11 amplitude du champ électrique

E

grandeur du vecteur de champ électrique en un point, qui représente la force (F) qui s'exerce sur une charge infiniment petite (q) divisée par la charge

$$E = \frac{F}{q}$$

3.3.12 densité de flux électrique

D

grandeur du vecteur de champ électrique, égale à l'amplitude du champ électrique (E) multipliée par la permittivité (ε)

$$D = \varepsilon E$$

3.3.13 dispositif de détection électronique d'objets

EAS

système qui détecte la présence de transpondeurs, souvent utilisé comme antivol

3.3.14 exposition

une exposition a lieu, chaque fois que, et là où, une personne est soumise à des champs électriques, magnétiques ou électromagnétiques ou à des courants de contact autres que ceux qui proviennent des processus physiologiques du corps et d'autres phénomènes naturels

3.3.15 niveau d'exposition

valeur de la grandeur analysée lorsqu'une personne est exposée à des champs électromagnétiques ou à des courants de contact

3.3.16

exigences d'exposition

norme, recommandation, ensemble de guides ou limites, ou tout autre document qui définit des niveaux d'exposition aux fins de recommandation, d'évaluation ou de conformité

3.3.17

champ lointain

région du champ d'une antenne où la distribution angulaire de champ est essentiellement indépendante de la distance à partir de l'antenne. Dans cette zone (également appelée zone d'espace libre), le champ a principalement les caractéristiques d'une onde plane, c'est-à-dire localement une distribution uniforme de l'amplitude du champ électrique et de l'amplitude du champ magnétique dans des plans transversaux par rapport à la direction de la propagation

3.3.18

harmoniques

multiples d'une fréquence principale, présentant toujours des amplitudes plus faibles

3.3.19

courant induit

courant induit à l'intérieur du corps du fait de l'exposition directe aux champs électromagnétiques

3.3.20

interrogateur

module dans lequel tout le traitement du protocole de données est réalisé et qui a une interface avec le transpondeur (pour communiquer et faciliter le transfert de données). Un interrogateur est souvent dénommé aussi «lecteur»

3.3.21

amplitude de l'induction magnétique

B

grandeur du vecteur de champ, égale au champ magnétique H multiplié par la perméabilité (μ) du milieu

$$B = \mu H$$

3.3.22

amplitude du champ magnétique

H

grandeur du vecteur de champ magnétique en un point qui produit une force (F) sur une charge (q) se déplaçant à la vitesse (v)

$$F = q(v \times \mu H)$$

[ou amplitude de l'induction magnétique divisée par la perméabilité du milieu, voir 3.3.21 « amplitude de l'induction magnétique »]

3.3.23

champ proche

région généralement à proximité d'une antenne ou de toute autre structure rayonnante, dans laquelle les champs électriques et magnétiques n'ont pas, dans leur ensemble, des caractéristiques d'onde plane, mais changent considérablement d'un point à un autre. La zone de champ proche est ensuite subdivisée en deux zones secondaires. La **zone de champ proche réactive** est la plus proche de la structure rayonnante et contient la majeure partie ou presque de toute l'énergie fournie. La **zone de champ proche de rayonnement** se situe où le champ de rayonnement prédomine par rapport au champ réactif, mais les caractéristiques d'onde plane font essentiellement défaut et la structure du champ est complexe

3.3.24 perméabilité

μ

propriété d'un matériau qui définit le rapport entre l'amplitude de l'induction magnétique B et l'amplitude du champ magnétique H . Elle est généralement utilisée pour associer la perméabilité de l'espace libre et la perméabilité relative pour des matériaux diélectriques spécifiques

$$\mu = \mu_R \mu_0 = B/H$$

où

μ est la perméabilité du milieu exprimée en henry par mètre (Hm^{-1})

μ_0 est la perméabilité du vide

μ_R est la perméabilité relative

3.3.25 permittivité

ε

propriété d'un matériau diélectrique (par exemple tissu biologique) qui définit le rapport entre la densité de charges électriques D et l'amplitude du champ électrique E . Elle est généralement utilisée pour associer la permittivité de l'espace libre et la permittivité relative (ou constante diélectrique) pour des matériaux diélectriques spécifiques

$$\varepsilon = \varepsilon_R \varepsilon_0 = D/E$$

où

ε est la permittivité du milieu exprimée en farads par mètre (Fm^{-1})

ε_0 est la perméabilité du vide

ε_R est la permittivité relative

3.3.26 densité de puissance

S

puissance par unité de surface normale à la direction de propagation de l'onde électromagnétique. Pour les ondes planes la densité de puissance (S), l'amplitude du champ électrique (E) et l'amplitude du champ magnétique (H) sont reliées par l'impédance de l'espace libre, c'est-à-dire 377Ω

$$S = \frac{E^2}{377} = 377H^2 = EH$$

où E et H sont respectivement exprimés en Vm^{-1} et Am^{-1} , et S en Wm^{-2} .

NOTE Bien que beaucoup d'instruments d'investigation indiquent des unités de densité de puissance, les grandeurs réelles mesurées sont E ou H ou le carré de ces grandeurs. Il convient de noter aussi que la valeur de 377Ω est uniquement valable pour des conditions d'espace libre, de mesure en champ lointain (et ne s'applique pas pour les dispositifs inductifs fonctionnant dans le champ proche réactif).

3.3.27 identification par radio fréquence RFID pour «radio frequency identification»

système qui lit des données stockées dans un transpondeur, en utilisant des champs électromagnétiques. Certaines combinaisons système/transpondeur permettent aussi la mise à jour de données à transmettre au transpondeur (lecture/écriture)

3.3.28

lecture

décodage, extraction et présentation des données à partir des éléments binaires de formatage, de contrôle et de gestion d'erreurs envoyés par un transpondeur

3.3.29

transpondeur lecture/écriture

les transpondeurs dont les données peuvent être modifiées à plusieurs reprises sont appelées «transpondeurs lecture/écriture»

3.3.30

valeur de référence

niveau de référence

exposition maximale permise

valeur d'action

valeur d'exposition d'une grandeur mesurable qui a été déduite avec une marge de sécurité, des restrictions de base ou des limites de base de telle sorte que la conformité à la valeur assure aussi la conformité aux restrictions de base dont elle est déduite. La non-conformité à la valeur de référence n'implique pas la non-conformité aux restrictions de base dont elle est déduite, mais uniquement que des évaluations ou actions complémentaires sont nécessaires pour démontrer une telle conformité

3.3.31

valeur quadratique moyenne

rms

valeur efficace ou valeur associée au dégagement de chaleur par effet Joule, d'une onde électromagnétique périodique. La valeur efficace est obtenue en prenant la racine carrée de la moyenne des valeurs d'une fonction élevées au carré

$$X = \sqrt{\frac{1}{N} \int_0^N [f(x)]^2 dx}$$

Ou dans sa forme équivalente pour une suite d'éléments discrets

$$X = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (X_n)^2}$$

NOTE Bien que beaucoup d'instruments d'investigation indiquent la valeur efficace, la grandeur réelle mesurée est la somme quadratique (rss) (amplitude du champ équivalent). La valeur rss est obtenue à partir de trois valeurs rms différentes d'intensité de champ, mesurées dans trois directions orthogonales combinées, abstraction faite des phases.

3.3.32

somme quadratique

rss

valeur efficace ou valeur associée au dégagement de chaleur par effet Joule, d'une onde électromagnétique périodique. La somme quadratique est obtenue en prenant la racine carrée de la somme des valeurs d'une fonction élevée au carré

$$X = \sqrt{\int_0^N [f(x)]^2 dx}$$

Ou dans sa forme équivalente pour une suite d'éléments discrets

$$X = \sqrt{\sum_{n=1}^N (X_n)^2}$$

3.3.33

débit d'absorption spécifique

DAS

dérivée par rapport au temps de l'énergie électromagnétique incrémentale (dW) absorbée par (dissipée dans) une masse incrémentale (dm) contenue dans un élément de volume (dV) de densité massique donnée (ρ)

$$DAS = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right)$$

Le DAS est habituellement exprimé en watt par kilogramme (Wkg^{-1})

NOTE Le DAS peut être calculé par:

$$DAS = \frac{\sigma E_i^2}{\rho}$$

$$DAS = c_i \left. \frac{dT}{dt} \right|_{\text{à } t_0}$$

où

E_i est la valeur efficace de l'amplitude du champ électrique dans le tissu en V/m

σ est la conductivité du tissu corporel en S/m

ρ est la densité du tissu corporel en kg/m^3

c_i est la capacité calorifique spécifique du tissu corporel en $J kg^{-1} K^{-1}$

$\left. \frac{dT}{dt} \right|_{\text{à } t_0}$ est la valeur initiale de la dérivée par rapport au temps de la température dans le tissu corporel en K/s

3.3.34

courant de contact

courant électrique passant dans le corps humain quand il touche une ou plusieurs parties accessibles d'une installation ou d'un équipement transpondeur

3.3.35

transpondeur

couple émetteur/récepteur conçu pour répondre à un signal d'interrogation externe, inclus dans un conditionnement unique. Souvent dénommé aussi étiquette, étiquette électronique, code à barre électronique, puce RFID, plaque de code ou autres termes similaires

3.3.36

longueur d'onde

la longueur d'onde (λ) d'une onde électromagnétique est liée à la fréquence (f) et à la vitesse (v) par l'expression

$$\lambda = \frac{v}{f}$$

où v est la vitesse de l'onde en ms^{-1}

NOTE En espace libre, la vitesse de l'onde est la vitesse de la lumière en espace libre, c .

4 Mesures et calculs pour évaluer des appareils

4.1 Introduction

Cet article donne une méthode en trois étapes pour l'évaluation de l'exposition. La complexité des étapes est variable et il convient d'utiliser celle qui est la plus appropriée à l'appareil et à la situation d'exposition concernés.

Les évaluations sont faites par rapport aux restrictions de base ou aux valeurs de référence qui en sont déduites. Les paramètres des valeurs de référence sont directement mesurables et sont donc utilisés pour la méthode d'évaluation la plus simple décrite en 4.2. Les paramètres des restrictions de base donnent une évaluation plus profonde de l'exposition mais sont difficiles ou impossibles à mesurer directement, c'est pourquoi le calcul et des techniques de modélisation numériques sont requises. Les évaluations par rapport aux restrictions de base sont données en 4.4 et 4.5, avec des niveaux de sophistication et de complexité croissants. En 4.4, la modélisation tient compte de la non-uniformité des champs, mais pas du tissu humain. En 4.5, la modélisation tient compte aussi de la non-uniformité du tissu humain et de ses propriétés.

Le paragraphe 4.6 présente une méthode pour démontrer la conformité pour les courants de contact et les courants dans les membres. Elle doit être utilisée dans tous les cas.

4.2 Évaluation par rapport aux valeurs de référence

4.2.1 Généralités

Ce paragraphe décrit la méthode pour déterminer la conformité d'un système aux valeurs de référence d'amplitude de champ.

L'instrumentation de mesure doit être appropriée au but, couvrir la bande de fréquences des émissions de l'appareil en essai. Au cas où des instruments à large bande seraient utilisés, la largeur de bande de l'instrumentation doit couvrir la bande des fréquences émises. L'instrumentation de mesure doit avoir une réponse en fréquence compatible avec les limites de la bande de fréquences à explorer. Tout l'équipement de mesure utilisé pour les besoins de cette norme doit être étalonné, par un laboratoire accrédité avec des résultats retrouvables. Le site d'essai ou les dispositifs utilisés pour l'évaluation de la conformité du produit doivent aussi être convenablement étalonnés; cependant ceci peut se révéler impossible pour les mesures effectuées sur le site d'installation de l'équipement. Dans le cas d'un site ou d'un dispositif d'essai non étalonné, des précautions doivent être prises pour éviter des influences extérieures qui pourraient affecter les résultats. Il convient de noter tous ces effets et leurs remèdes dans le rapport d'évaluation, avec toutes les incertitudes qui en résultent.

L'instrumentation utilisée pour mesurer les niveaux d'exposition peut être constituée de produits commerciaux ou spécialement conçus pour la circonstance. La CEI 61786 et la CEI 61566 fournissent des informations sur de telles mesures et les équipements.

Afin de caractériser entièrement les conditions d'exposition il peut être nécessaire d'utiliser plusieurs instruments comprenant appareils de mesure à large bande, oscilloscope ou analyseur de spectre. Si plusieurs instruments sont utilisés, certains chevauchements de bandes de fréquence des instruments ne peuvent pas toujours être évités. Dans ce cas, la surévaluation non nécessaire des niveaux doit être minimisée. Les informations spectrales sont exigées pour déterminer la conformité à des niveaux qui sont fonctions de la fréquence. Les mesures doivent être réalisées en utilisant une instrumentation capable de mesurer les caractéristiques appropriées du signal dans le domaine de fréquence et dans le domaine

temporel. Dans le cas des mesures dans le domaine temporel, il peut être nécessaire de déterminer le spectre du signal temporel pour le comparer avec les valeurs de référence.

Il est nécessaire de considérer la bande de fréquences des émissions et toutes ses modulations en fonction du temps. De plus, la durée d'exposition doit être notée. Celle-ci doit être considérée lorsque l'intégration dans le temps de l'exposition est permise. Il peut être nécessaire de calculer l'amplitude maximale instantanée du champ pour effectuer la comparaison avec les limites applicables aux sources pulsées. Il peut également être nécessaire d'additionner le niveau du champ à chaque fréquence, en suivant les exigences d'exposition appropriées.

Il est important de considérer la longueur d'onde des émissions par rapport à la position de la personne, pour déterminer si des mesures séparées des champs électriques et magnétiques sont nécessaires. En champ proche, par exemple, il peut être suffisant de ne mesurer que les champs magnétiques.

Des mesures doivent être effectuées pour déterminer les amplitudes des champs non perturbés. Pour les mesures des champs électriques, la présence du corps humain peut, de manière significative, affecter le champ et il convient que l'instrumentation soit montée sur un support non-conducteur. Pour certaines mesures de champs électriques, il peut également être judicieux d'utiliser un appareil de lecture à distance relié par fibres optiques (ou des moyens similaires pour éloigner l'opérateur).

Si un réglage de puissance est disponible sur l'appareil à l'essai, il convient alors de le positionner au maximum ou de le régler suivant les instructions de mise en service du constructeur. Il convient que l'appareil à l'essai soit placé à une distance suffisante des objets environnants pour s'assurer que le champ n'est pas perturbé.

4.2.2 Mesures directes pour la comparaison aux valeurs de référence

Les amplitudes des champs doivent être mesurées tout autour de l'appareil à l'essai à une distance, X , comme définie par le Tableau 1. Un balayage préliminaire peut être exécuté pour déterminer les emplacements où le champ électromagnétique est au maximum à cette distance. L'amplitude du champ doit être déterminée, soit par une somme de vecteurs suivant trois axes de mesure orthogonaux, soit en mesurant l'amplitude à partir d'une mesure unique, en orientant la sonde pour obtenir la valeur maximale. Le champ électromagnétique aux emplacements de champ maximal sera enregistré.

Si les émissions de l'appareil à l'essai sont conformes aux valeurs de référence déduites, à tous les emplacements, alors l'appareil est conforme et aucune autre évaluation n'est nécessaire, autres que ceux de 4.5.

4.2.3 Mesures dans l'espace pour la comparaison aux valeurs de référence

Les méthodes décrites dans ce paragraphe constituent une option alternative à 4.2.1. Cela permet l'utilisation d'une grille de mesures sur un volume exposé typique, afin de réduire les mesures nécessaires.

Pour les types d'appareils couverts par ce document (voir par exemple l'Annexe A), le torse est la zone du corps la plus appropriée pour être évaluée et la grille de la Figure 1 doit être utilisée. La position de la grille par rapport à l'appareil à l'essai peut varier suivant l'utilisation typique de ce dernier. La disposition et les dimensions de la grille doivent demeurer identiques. Dans les cas exceptionnels où l'exposition est essentiellement au niveau de la tête, alors la grille de la Figure 2 doit être utilisée. Ceci garantit l'obtention d'un résultat plus conservateur.

Les méthodes de mesure décrites dans le paragraphe précédent doivent s'appliquer et les mesures doivent être faites sur les modèles de grille définis par les Figures 1 à 11 et le Tableau 1. La position réelle de la grille utilisée, par rapport à l'appareil à l'essai, dépend de

la configuration typique des appareils. Des positions de grille différentes de celles décrites peuvent être employées à condition que la position utilisée soit représentative de l'usage normal de l'appareil.

Les valeurs mesurées à chaque point de la grille doivent être enregistrées et comparées avec les valeurs de référence déduites appropriées. Ce résultat doit être enregistré.

Dans certaines exigences d'exposition, les valeurs de référence sont basées sur des valeurs moyennes spatiales portant sur le corps entier de l'individu exposé. Dans de tels cas, l'approximation linéaire ou la valeur quadratique moyenne (rms) des valeurs mesurées peut être calculée et comparée avec les valeurs de référence déduites appropriées. Ce résultat doit aussi être enregistré.

Il est important de noter qu'alors que les résultats moyennés spatialement peuvent être applicable à l'exposition du corps entier, des différences substantielles entre les valeurs individuelles proche de, ou supérieures aux valeurs de référence peuvent indiquer que des restrictions de base peuvent ne pas être respectées localement. Dans de tels cas, des méthodes plus complexes données dans d'autres paragraphes peuvent être utilisées pour confirmer le respect des restrictions de base.

Pour les fréquences au-dessus de 300 MHz et lorsque la mesure est essentiellement en champ lointain, cette dernière peut être faite en champ E , comme ci-dessus.

4.2.4 Modélisation et analyse tenant compte de la non uniformité du champ

Les méthodes décrites dans ce paragraphe constituent une option pouvant être utilisée au lieu de 4.2.1 et 4.2.2.

Pour les évaluations en champ proche et en champ lointain, il est acceptable d'utiliser les champs calculés pour la comparaison aux valeurs de référence. Plusieurs logiciels commerciaux adaptés sont disponibles pour cela. Il convient, au début, de valider le modèle par une ou plusieurs mesures de champs comparatives et il convient que la comparaison soit comprise dans les tolérances raisonnables de mesure et de modélisation (voir Article 8).

Ce paragraphe tient également compte des champs non uniformes qui sont normaux pour les types d'appareils couverts par ce document et pour les fréquences concernées. Le champ proche s'étend sur quelques mètres à partir de l'appareil, ainsi toutes les évaluations sont faites en champ proche.

Les champs peuvent être mesurés en utilisant une grille plus fine que celle employée en 4.2. Il convient que la taille de la grille soit proportionnée à la variation spatiale du champ, permettant ainsi une interpolation réaliste entre les points de mesure.

La modélisation du champ est également une manière acceptable de déterminer des configurations de champ complexes. Plusieurs logiciels commerciaux adaptés sont disponibles pour cela. Il convient, au début, de valider le modèle par une ou plusieurs mesures de champs comparatives et il convient que la comparaison soit comprise dans les tolérances raisonnables de mesure et de modélisation (voir Article 8).

Tableau 1 – Dimensions et distances pour les Figures 1 à 11

	Figure ^g	Dimensions normatives cm ^e			Dimensions informatives cm ^{a,h}		
		a/b/c	X	Z	Hauteur	Largeur	Profondeur
Grille générale du torse	1	15	-	85	-	-	-
Grille générale de la tête ^b	2	10	-	145	-	-	-
Appareil au sol sur pied, simple	3	15	20	85	120-160	-	40-80
Appareil au sol sur pied, double	4	15	20	85	120-160	70-200	40-80
Appareil sous le sol, simple ^f	5	15	-	85	-	60-100	40-80
Appareil au plafond, simple	6	15	-	85	210-300	60-100	40-80
Appareil combiné sol/plafond ^f	7	15	-	85	210-300	60-100	40-80
Appareil «portique» ^f	8	15	20	85	210-300	70-300	0,5-50
Appareil de comptoir ^c	9	15	30	85	70-90	20-40	20-40
Appareil de paroi	10	15	20	-	60-160	20-100	20-50
Appareil à main ^d	11	15	10	-	70-140	Surface: 100-200 cm ²	
<p>^a Ces dimensions représentent la plage à laquelle la majorité des appareils satisfait. Certains peuvent être en dehors de cette plage.</p> <p>^b La somme totale de la taille de la grille de la tête et de la dimension Z est de 175 cm, ce qui est approximativement la hauteur d'une personne normale.</p> <p>^c La distance X représente une distance typique pour un montage sur comptoir. En cas de fonctionnement à plus faible distance, il est vraisemblablement préférable d'appliquer les niveaux professionnels.</p> <p>^d Si le dispositif portable est destiné à scanner le corps humain, la distance X appropriée doit être utilisée. Pour les dispositifs destinés à scanner en étant très proche, la distance X ne doit pas dépasser 3 cm.</p> <p>^e Dans le cas d'un appareil ne rentrant pas dans les catégories ci-dessus, il est permis d'utiliser la catégorie la plus proche ou d'utiliser une nouvelle configuration employant des principes similaires à ceux indiqués ici.</p> <p>^f Certains appareils sont installés à une distance minimum sous la surface du sol. Cette distance peut être ajoutée à la cote Z, à condition que cette exigence soit clairement indiquée dans la documentation d'installation.</p> <p>^g Les positions et les dimensions de la grille reflètent la position du centre de la sonde. Le cercle gris montre un exemple de position de la sonde relativement à la grille.</p> <p>^h Certains appareils sont circulaires ou ovales, mais des dimensions approximatives reflèteront les tailles rectangulaires données.</p>							

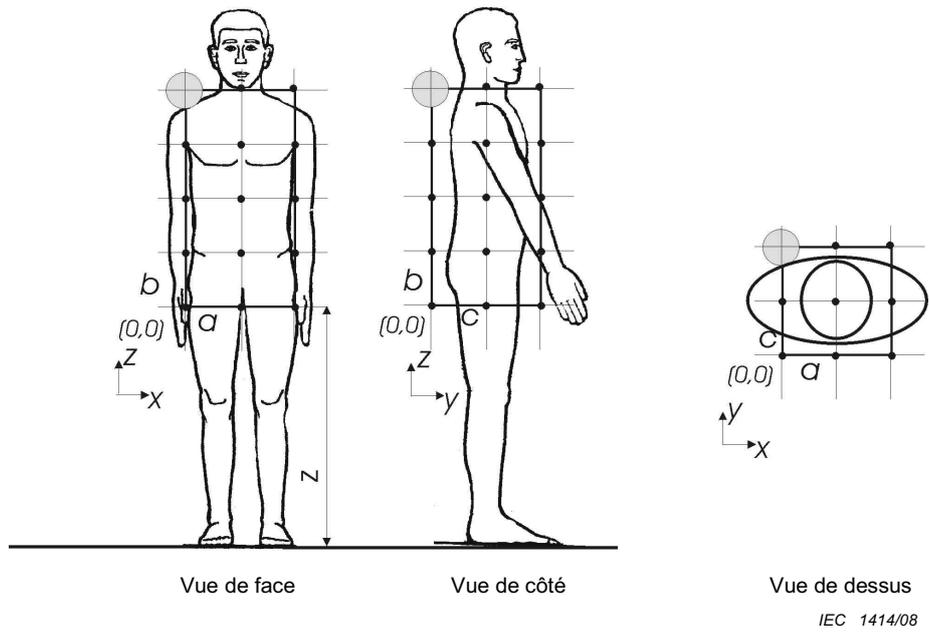


Figure 1 – Grille de mesures du torse

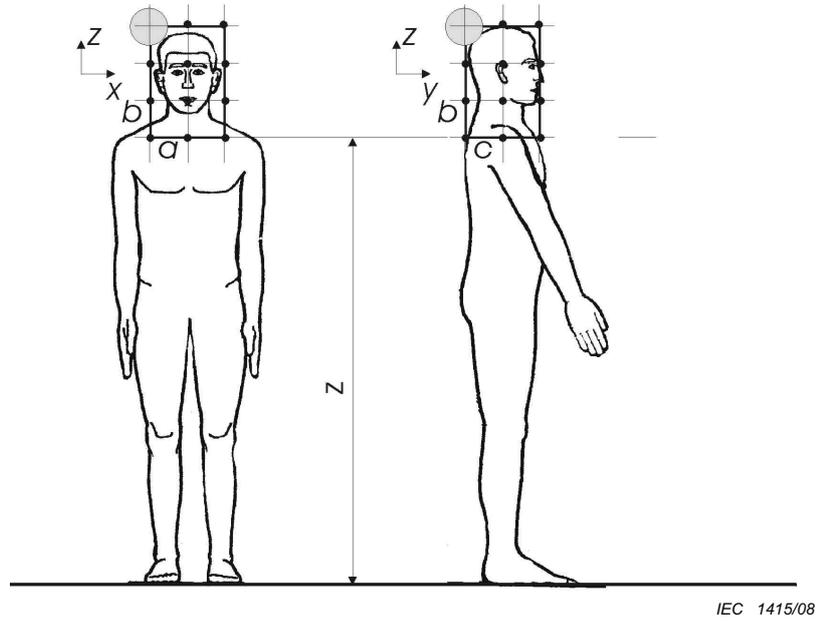


Figure 2 – Grille de mesures de la tête

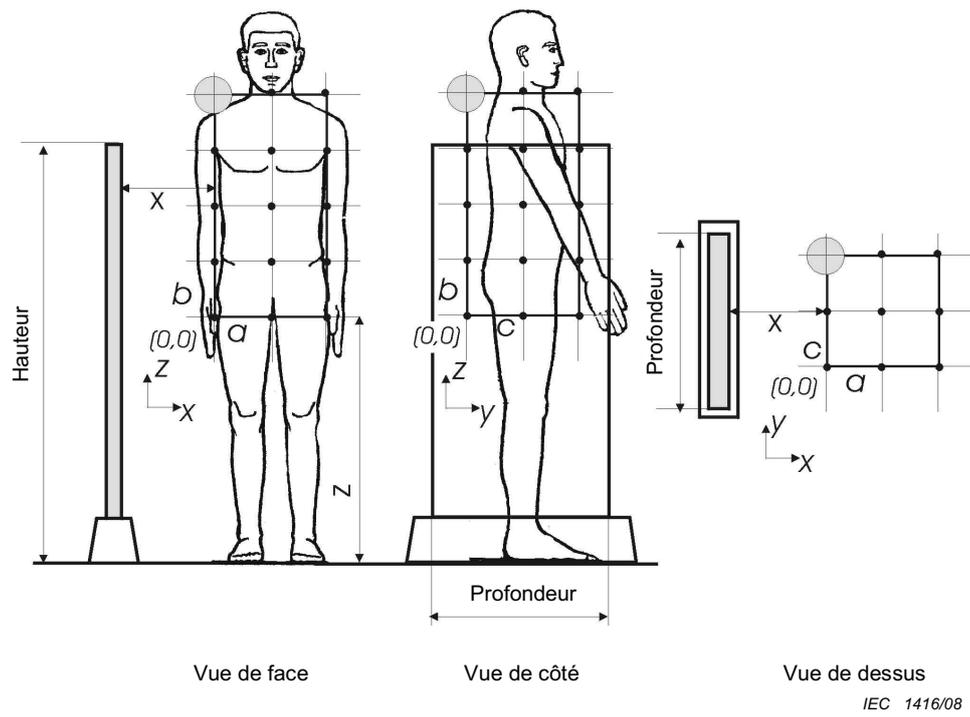


Figure 3 – Antenne au sol sur pied unique

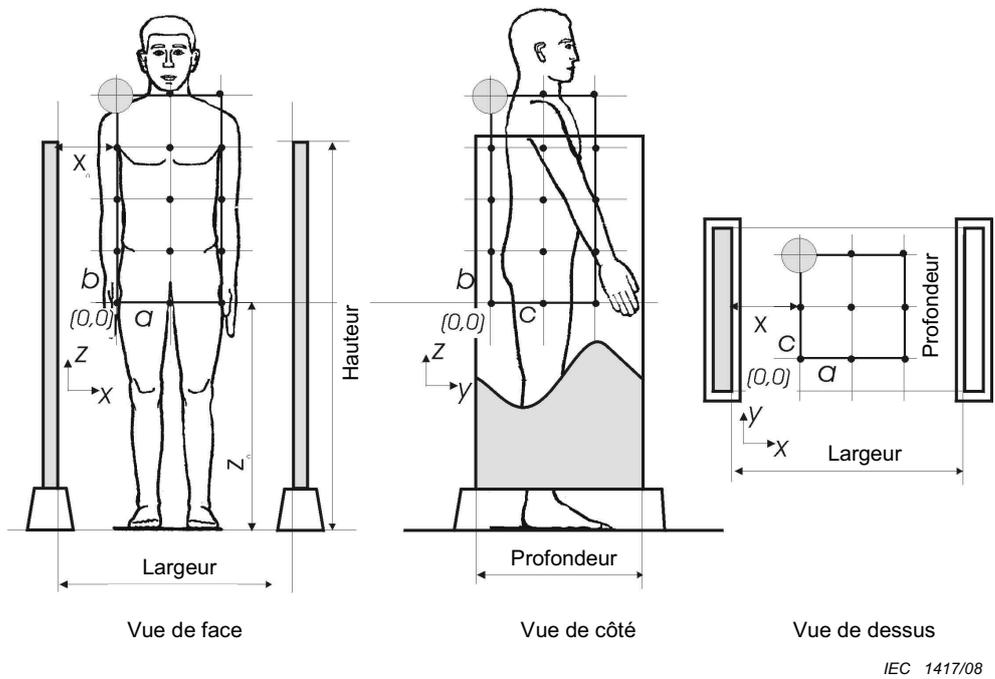


Figure 4 – Antenne double au sol

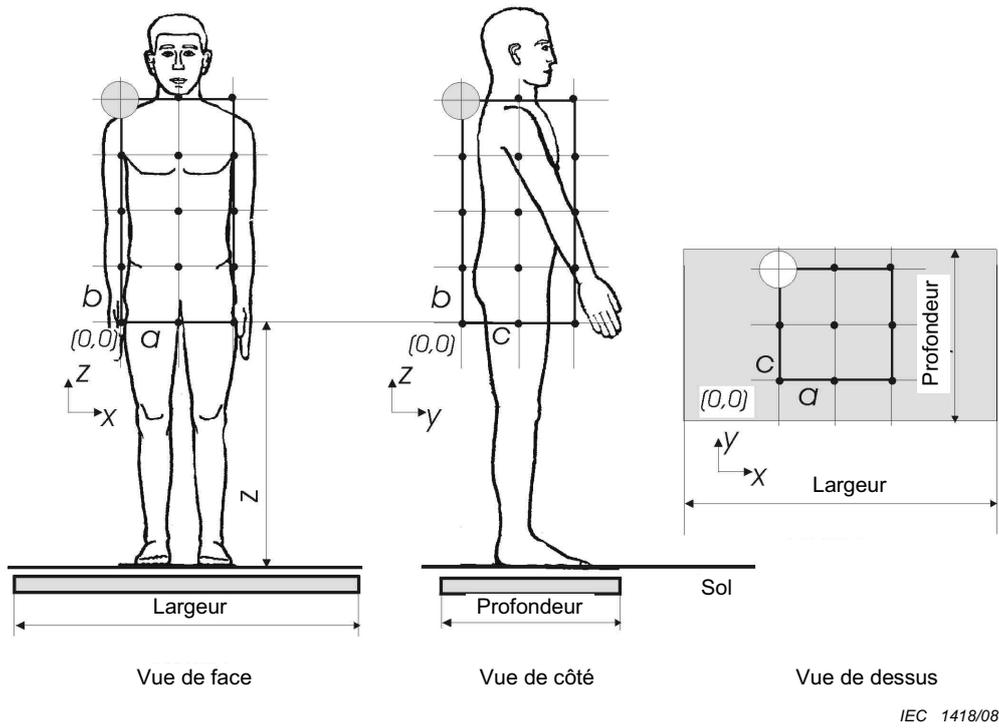


Figure 5 – Antenne unique sous le sol

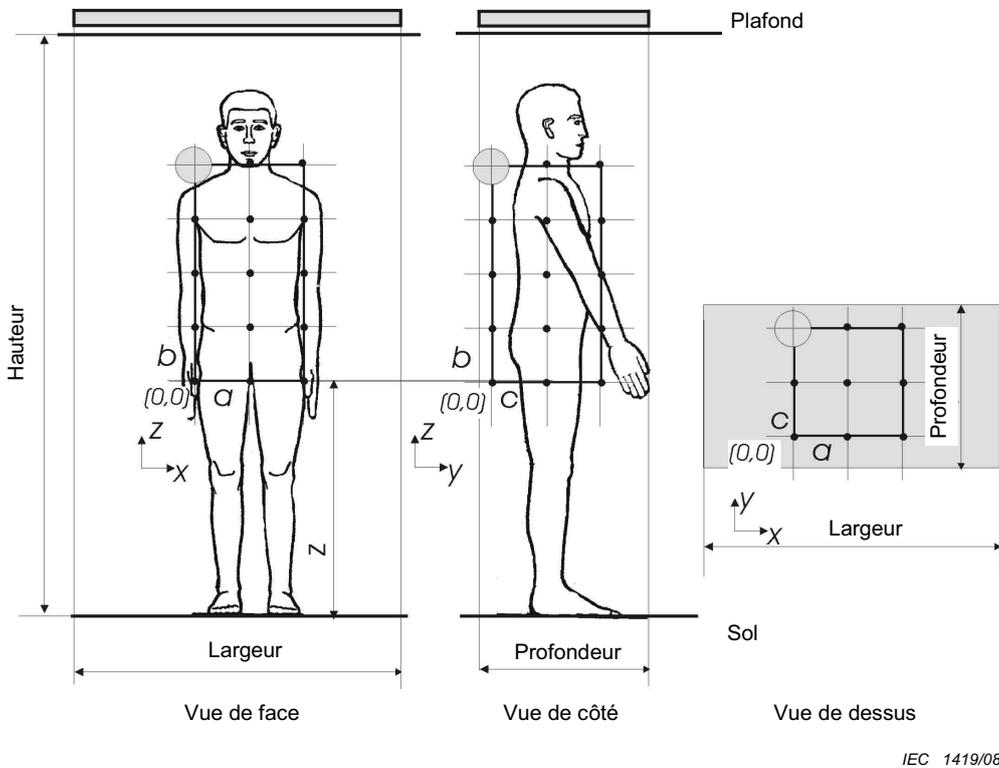


Figure 6 – Antenne unique au plafond

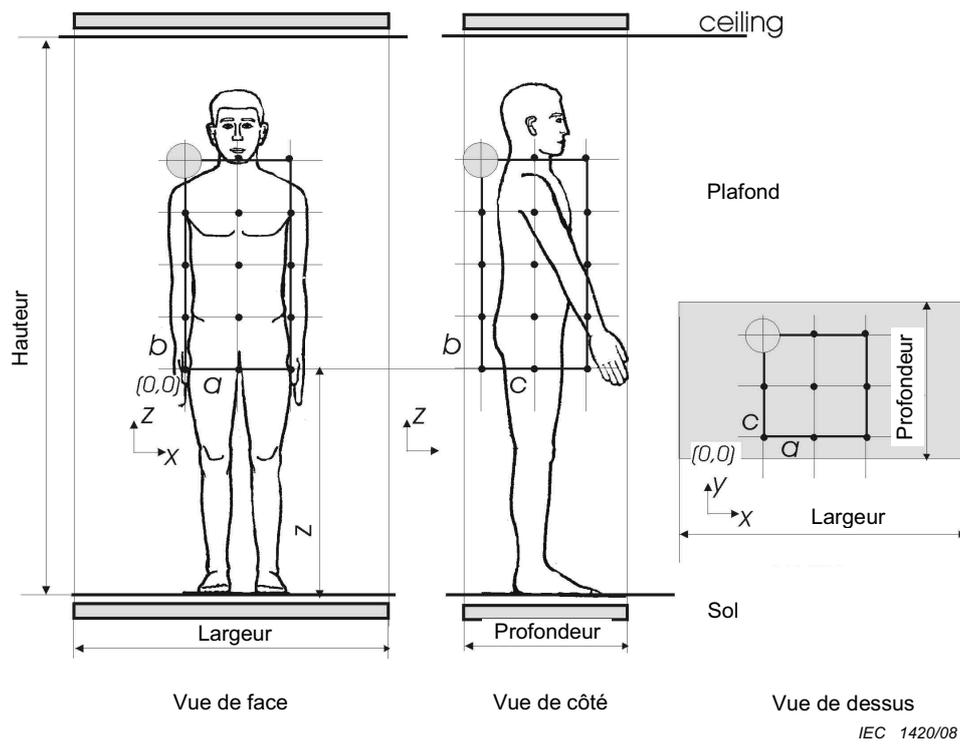


Figure 7 – Antennes combinées au sol et au plafond

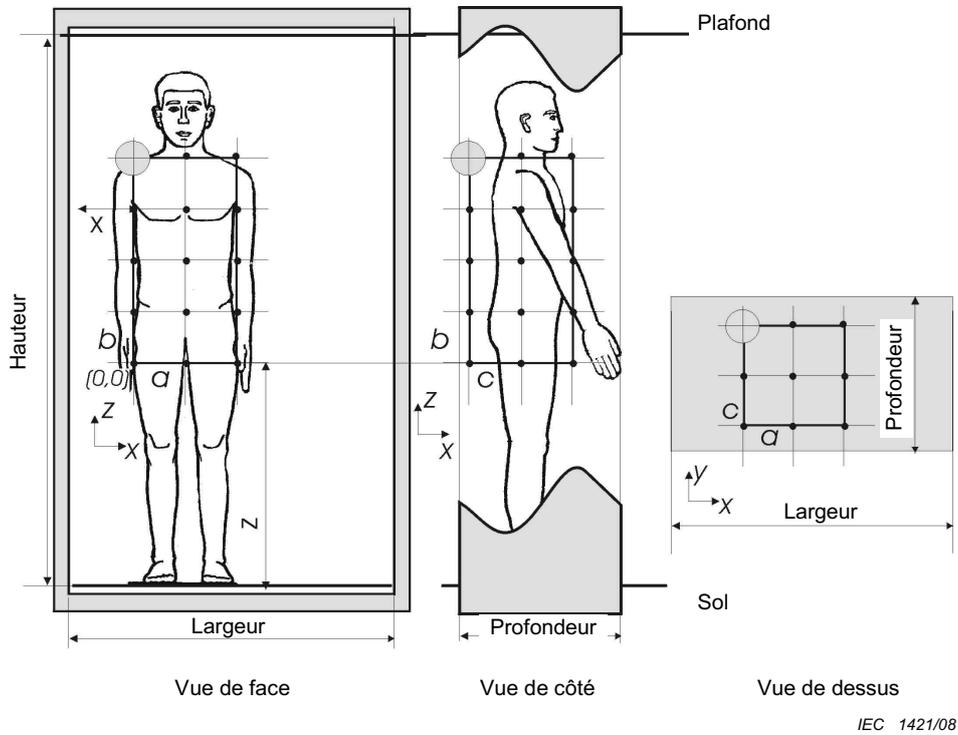


Figure 8 – Antenne en boucle de type «portique»

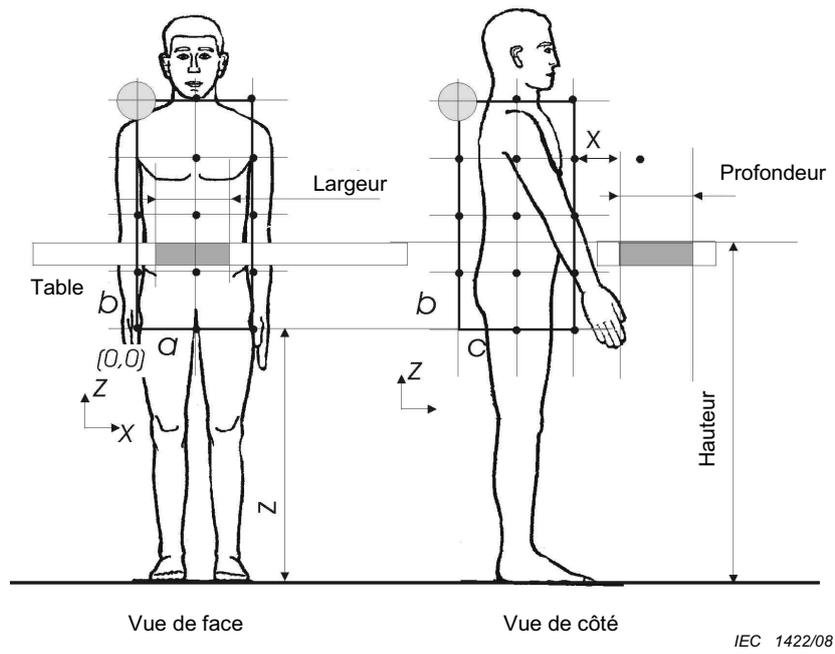


Figure 9 – Antenne montée sur une table ou un comptoir

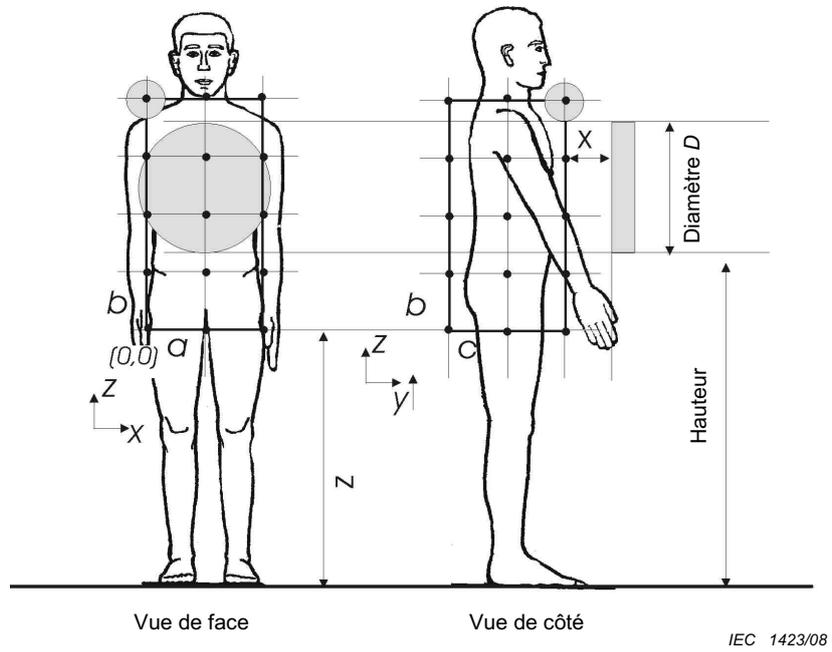


Figure 10 – Antenne montée sur une paroi ou une structure verticale

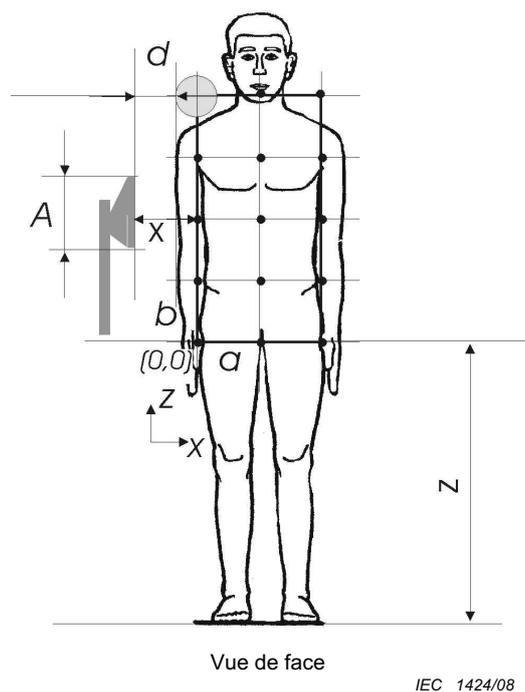


Figure 11 – Antenne portable (à main)

4.3 Mesures du débit d'absorption spécifique (DAS)

4.3.1 Généralités

Il existe trois méthodes principales pour mesurer directement le *DAS* dans des fantômes du corps humain.

- mesure du champ électrique interne pour l'évaluation du *DAS* localisé,
- mesure de la température interne pour l'évaluation du *DAS* localisé,
- mesure calorimétrique du transfert de chaleur pour l'évaluation du *DAS* moyen du corps entier.

Les normes CEI 62209-1 et CEI 62209-2 contiennent des informations importantes les procédures de mesure du *DAS*. Les procédures détaillées de ces normes peuvent être utilisées comme base pour l'évaluation de dispositifs, pourvu que la méthode utilisée soit documentée et que les résultats possèdent une incertitude connue (voir Article 8) ou une surestimation inhérente de l'exposition.

Les paragraphes suivants fournissent certaines informations générales et certaines informations spécifiques pertinentes pour les évaluations du *DAS* de dispositifs, qui complètent l'utilisation de la CEI 62209.

4.3.2 Mesures du champ électrique interne

L'évaluation du *DAS* à partir de mesures des champs *E* est effectuée en utilisant une sonde miniature qui est positionnée automatiquement dans un fantôme du corps humain ou d'une partie de celui-ci, rempli de liquide (par exemple: la tête) qui est exposé à un champ électrique). A partir des valeurs mesurées de champ *E*, la distribution du *DAS* et la valeur moyenne du *DAS* sur la masse maximale peuvent être calculées conformément à

$$DAS = \frac{\sigma}{\rho} E_i^2 \quad (1)$$

Il convient que la sonde de champ E ait une réponse isotrope (dans ± 1 dB). Du fait de la courte longueur d'onde dans les tissus, et puisque le champ peut avoir un fort gradient spatial, il est recommandé que la taille de la sonde soit aussi petite que possible (par exemple: une longueur de dipôle de 2 mm à 4 mm). Il convient que la sonde perturbe le moins possible le champ. Des précautions doivent être prises pour éviter une influence significative sur les mesures du DAS par des réflexions dues à l'environnement (plancher, positionneur, etc.) ou à des sources inconnues.

NOTE Pour obtenir des distributions tridimensionnelles du DAS dans le fantôme exposé, avec la technique de la sonde de champ E , il est préférable d'utiliser un système de positionnement automatique de la sonde, par exemple un robot industriel.

L'équipement de mesure doit être étalonné en tant que système complet. La sensibilité, la linéarité et l'isotropie du système de sonde doivent être déterminées dans le liquide équivalent au tissu. Des mesures dans l'environnement immédiat des interfaces avec le milieu conduisent à des erreurs dues aux effets de frontières. Ces effets dépendent de la taille de la sonde et peuvent être quantifiés en fonction de la distance par rapport à la surface en utilisant un montage d'étalonnage avec guide d'ondes. Une fois qu'ils sont quantifiés, ces effets peuvent être compensés afin de minimiser les erreurs.

4.3.3 Mesures de la température interne

L'évaluation du DAS à partir de mesures de la température est effectuée en utilisant une sonde de température qui est positionnée automatiquement dans un fantôme du corps humain ou d'une partie de celui-ci, rempli de liquide (par exemple: la tête), qui est exposé à un champ électrique. A partir de l'augmentation de la température interne, la distribution du DAS local peut être calculée en utilisant l'équation

$$DAS = c_i \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2)$$

où ΔT est l'augmentation de température pendant le petit intervalle de temps Δt et c_i est la capacité calorifique spécifique du tissu en $J \text{ kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$. La mesure de l'augmentation de la température doit commencer quand l'équilibre thermique est atteint. Cette équation est applicable à condition que l'effet de diffusion thermique puisse être négligé. Si l'effet de diffusion ne peut pas être négligé, une équation intégrale incluant le facteur de diffusion thermique doit être utilisée.

Les types usuels d'équipements disponibles pour les mesures de température dans les modèles de corps exposés utilisent des sondes consistant en des thermistances à résistance élevée ou des sondes optiques. Les sondes de température ont des pointes très petites; ceci permet une résolution spatiale élevée. La résolution en température de ces sondes est typiquement de 0,005 K à 0,1 K, ce qui limite la sensibilité du DAS à environ 0,03 W/kg. Afin que la sonde ne perturbe pas le champ électromagnétique, elle est constituée d'une thermistance à résistance élevée connectée à des fils de résistance élevée ou à des fibres optiques.

NOTE Pour déterminer la distribution tridimensionnelle du DAS ou le DAS crête local dans un fantôme, il est nécessaire de déplacer la sonde de température dans le fantôme en utilisant un système de positionnement similaire à celui des sondes de champ E .

L'augmentation de température dans un fantôme (ou même à la surface d'un corps humain réel) peut aussi être évaluée avec des dispositifs d'imagerie infrarouge. Ainsi, une caméra thermographique peut être utilisée pour déterminer l'augmentation de température en deux dimensions et la distribution du DAS dans des plans sécants d'un fantôme solide ou en surface. Tout d'abord, le fantôme doit atteindre une température uniforme. Directement après une exposition de quelques secondes, le fantôme est placé face à la caméra thermographique et une image thermographique est prise immédiatement pour dresser une cartographie du

profil de l'augmentation de la température. Les profils de température dans le fantôme peuvent être pris en découpant le fantôme en sections spécialement préparées.

La sensibilité des capteurs de température est relativement faible en comparaison des sondes de champ E . Afin d'atteindre une sensibilité raisonnable dans l'évaluation du DAS par la mesure de la température, en général des sources d'exposition puissantes doivent être utilisées pour obtenir une augmentation suffisante de la température dans un intervalle de temps court. Certains dispositifs doivent être alimentés pendant l'essai avec une source (externe) complémentaire.

L'étalonnage de l'équipement de mesure de la température comprend en plus de l'étalonnage général de la sonde, une évaluation précise des processus de diffusion thermique.

4.3.4 Mesures calorimétriques du transfert de chaleur

Les calorimètres permettent la mesure du DAS moyen du corps entier ou d'une partie du corps pour des modèles du corps humain exposés aux champs électromagnétiques. Le DAS moyen est déduit selon l'équation ci-dessous à partir de la mesure de l'énergie totale absorbée ΔW , dans un corps de masse m connue pendant la durée de l'exposition Δt .

$$DAS = \frac{\Delta W}{m \Delta t} \quad (3)$$

A partir de l'équilibre thermique avec l'environnement, la durée d'exposition est typiquement de plusieurs minutes. La diffusion thermique dans le fantôme n'est pas un problème pour l'obtention des valeurs moyennes. Cependant, le rayonnement thermique et la convection doivent être évités en contrôlant les conditions environnementales et en restreignant la durée d'exposition.

Pour les mesures du DAS moyen du corps entier, des calorimètres de la dimension du corps humain sont utilisés, alors que des calorimètres plus petits peuvent être utilisés pour des mesures de DAS moyens de parties du corps ou pour les mesures sur des fantômes d'échelle réduite. Après exposition, le fantôme est rapidement placé dans le calorimètre où on le laisse atteindre l'équilibre thermique dans une masse d'eau connue, pour une durée de plusieurs heures. La technique du double caisson met en oeuvre deux calorimètres et deux modèles identiques du corps. Ceci signifie que la mesure peut être effectuée dans des conditions thermiques moins exigeantes pour leur contrôle que pour la mesure calorimétrique normale. Les calorimètres peuvent fournir des valeurs de DAS moyen très précises, mais ne peuvent pas donner d'informations sur la distribution tri dimensionnelle du DAS dans le corps.

4.3.5 Modèles de fantôme et fluides

La taille du fantôme doit être suffisante pour permettre l'évaluation du DAS produit par un appareil. La taille maximale du fantôme est celle du corps humain ou de la partie du corps pour lequel l'évaluation est menée.

Le fluide utilisé pour l'évaluation doit avoir des caractéristiques représentatives du corps, à la fréquence de fonctionnement du dispositif en évaluation. De tels fluides sont normalement créés spécifiquement. Les différences par rapport aux caractéristiques attendues du corps doivent être notées et incluses dans l'évaluation de l'incertitude.

4.4 Évaluations numériques pour la comparaison aux restrictions de base

4.4.1 Généralités

Dans les cas où les valeurs mesurées excèdent les valeurs de référence déduites, la conformité peut être démontrée par comparaison avec les restrictions de base. Ceci peut être réalisé par simple modélisation analytique ou numérique comme cela est décrit aux

paragraphes suivants. Il n'est pas nécessaire d'évaluer l'exposition en utilisant tout ce qui figure dans tous les paragraphes de 4.4.

4.4.2 Évaluations utilisant des modèles homogènes

Afin de modéliser des grandeurs dosimétriques pour comparaison avec les restrictions de base, une forme simplifiée du corps humain est utilisée. Les modèles de corps pertinents sont des disques, des cubes, des sphéroïdes allongés ou des formes de corps humain homogènes simplifiées (Figures 12, 13 et 14). Pour plus de détails sur les formes, voir l'Annexe B. Les dimensions doivent être telles que dans le Tableau 2, à moins qu'elles soient spécifiées comme limites dans les exigences d'exposition.

Il est possible que pour la méthode normale d'utilisation d'une pièce de l'équipement, ces dimensions ne soient pas appropriées. Dans ce cas, d'autres dimensions peuvent être utilisées pourvu qu'elles soient justifiées. Les valeurs de champ utilisées avec le modèle peuvent être mesurées ou modélisées (comme ci-dessus). Il convient que la conductivité du tissu utilisée soit conforme aux indications de l'Annexe B, Table B.6.

Pour ce qui concerne la modélisation avec des champs non uniformes, un progiciel est vraisemblablement nécessaire. Il sera capable d'une certaine forme de modélisation physique, en utilisant des méthodes de différences finies, d'éléments finis ou d'éléments aux limites. Des modèles logiciels adéquats sont également disponibles dans le commerce; souvent ceux-ci permettent de modéliser à la fois les champs et le courant induit, avec le même logiciel. Un logiciel commercialisé de ce genre devrait convenir pour vérifier la conformité avec les restrictions de base. Le logiciel et sa méthode d'utilisation peuvent être essayés par comparaison avec une solution analytique dans un cas simple, tel qu'un disque de conductivité uniforme ou un cylindre stratifié ou une sphère stratifiée avec une conductivité uniforme pour chacune des couches, dans un champ magnétique uniforme. Après avoir fait la moyenne sur les cellules concernées du modèle, la densité de courant calculée numériquement devrait être en accord avec la valeur analytique déduite à mieux que 20 % près: ceci sert de contrôle de validation du logiciel utilisé pour les calculs.

Il est habituellement nécessaire de valider le modèle seulement une fois. Il n'est pas nécessaire de valider à nouveau le modèle chaque fois qu'il est utilisé. Ce genre de validation peut être donné par le fournisseur du logiciel.

Dans certains cas très simples, tels que des champs à symétrie circulaire, l'intégration numérique d'une expression analytique peut être possible en utilisant des progiciels moins complexes et moins onéreux.

Les résultats de modélisation peuvent être spécifiés en tant que densité de courant induit, de champs électriques *in situ* ou de *DAS*, définis sur la zone d'intégration appropriée, pour une évaluation sur le corps entier ou sur une partie du corps. La valeur maximale sur l'espace modélisé (moyennée conformément aux exigences d'exposition utilisées) doit être comparée à la restriction de base appropriée.

Si les restrictions de base concernées sont dépassées en utilisant cette comparaison, il peut s'avérer possible de démontrer la conformité en tenant compte de la forme et de la non-uniformité de tissu, en employant la dosimétrie informatique, conformément à 4.5.

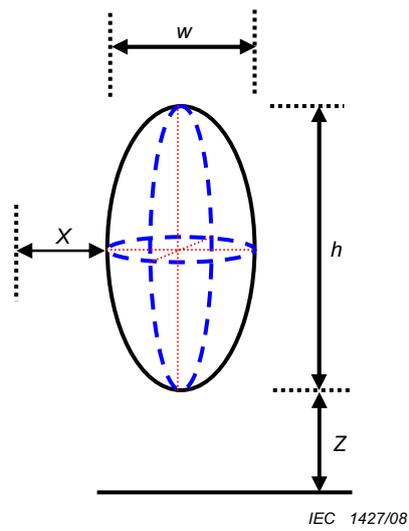
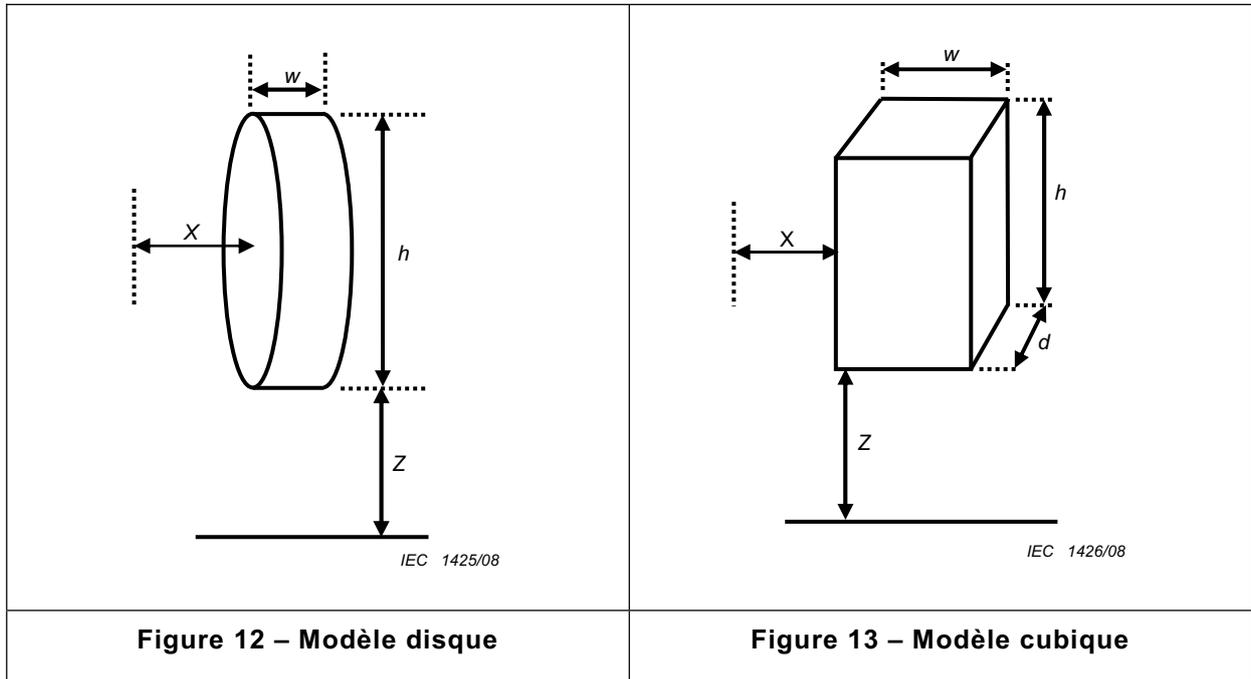


Figure 14 – Modèle sphéroïde

Tableau 2 – Dimensions et distances pour les formes simplifiées du corps

	Corps / torse (cm)			Tête (cm)		
	h	w	d	h	w	d
Disque	60	4	-	30	4	-
Cube	60	30	30	30	20	20
Sphéroïde	60	30	-	30	20	-
Humain	Voir Annexe B.					
Les distances pour X et Z doivent correspondre à celles spécifiées dans le Tableau 1.						

4.4.3 Cas particulier de l'exposition en champ inductif proche de 100 kHz à 50 MHz

Ce paragraphe décrit le cas particulier de l'exposition en champ proche (même dans l'hypothèse d'un champ uniforme) pour des sources de 100 kHz à 50 MHz.

Aux fréquences inférieures à 100 kHz, la densité de courant induit ou le champ magnétique *in situ* sont les grandeurs dosimétriques. Certaines recommandations d'exposition étendent ces grandeurs dosimétriques de basses fréquences, au delà de 10 MHz. Aux fréquences supérieures à 100 kHz, la grandeur dosimétrique à considérer est le DAS et le champ magnétique est généralement considéré, pour son interaction avec le corps, comme s'il était une composante d'une onde électromagnétique plane. Lorsqu'une exposition non uniforme a lieu dans le champ inductif proche d'une source supérieure à 100 kHz, cette approche peut surestimer le DAS, car la composante électrique du champ est beaucoup plus petite que celle estimée pour une onde électromagnétique plane.

Dans des conditions d'exposition en champ inductif proche, il est plus judicieux d'évaluer la conformité à la restriction de base en utilisant un modèle dosimétrique basé uniquement sur l'interaction du champ magnétique avec le corps humain. Le modèle pour les grandeurs dosimétriques utilisé en dessous de 100 kHz peut être étendu aux fréquences jusqu'à 50 MHz. À 50 MHz, le champ proche se développe sur environ 1 m et sur cette distance, le champ magnétique est la composante prédominante du champ.

Le DAS peut toujours être utilisé comme valeur dosimétrique, de sorte que la conformité soit testée par rapport aux restrictions de base pour le DAS, ainsi que pour la densité de courant induit. Même aux fréquences où il n'y a aucune restriction de base pour la densité de courant induit, cette dernière peut encore être utilisée pour calculer le DAS local à partir du rapport:

$$DAS = \frac{|J|^2}{\sigma\rho} = \frac{\sigma|E|^2}{\rho} \tag{4}$$

où *J* est la valeur efficace de la densité de courant induit, *E* est la valeur efficace du champ électrique *in situ*, σ est la conductivité électrique et ρ est la densité du tissu du corps (voir B.2.3).

La relation entre le DAS et le champ *H* peut être calculée en utilisant un modèle simple de champ uniforme annulaire reliant *J* et *H* (voir B.2.1). C'est une extension des valeurs de référence pour les fréquences plus élevées et pour le cas spécifique de l'exposition à un champ proche magnétique.

Du fait qu'il y a une restriction de base dans certaines normes ou recommandations, pour la densité de courant induit, *J*, aux fréquences jusqu'à 10 MHz, il est important que, lorsqu'on intègre le DAS dans le temps, le champ instantané ne soit pas suffisant pour que *J* dépasse la restriction de base relative à la densité de courant.

4.4.4 Fréquences supérieures à 50 MHz

En champ proche, il n'y a aucune technique de modélisation simplifiée actuellement disponible. Pour les champs lointains, les logiciels de modélisation disponibles dans le commerce peuvent être utilisés pour déterminer ces derniers; ils peuvent être comparés avec les valeurs de référence déduites.

Si les valeurs de référence déduites sont dépassées en champ lointain, alors des techniques analytiques peuvent être utilisées pour calculer le *DAS* local. Si les valeurs de référence déduites sont dépassées en champ proche, alors il convient d'évaluer directement la conformité aux restrictions de base. Il peut y avoir des approches analytiques simples pour cela, mais il est probable que la présence d'une personne ou d'une partie du corps (c'est-à-dire la tête) affecte les caractéristiques de rayonnement de l'antenne. Il est habituel dans cette situation, d'utiliser une modélisation numérique dans laquelle l'antenne et le corps sont traités comme les éléments d'un système couplé.

4.4.5 *DAS* local (100 kHz à 10 GHz)

Certaines recommandations d'exposition spécifient des valeurs maximales locales du *DAS*. Par exemple, beaucoup d'exigences d'exposition définissent le *DAS* local moyenné pour 10 g ou 1 g de tissu contigu, soit sous la forme d'un cube, soit avec une autre forme non définie. Des calculs de la puissance efficace dans des volumes de tissus localisés peuvent être effectués. Le plus simple est de faire l'hypothèse que toute la puissance émise va dans la masse moyennée du tissu.

$$P_{\text{Max}} = \text{DAS}_{\text{Max}} \times M_{\text{Tissu}} \quad (5)$$

où:

DAS_{Max} est la restriction de base ou la limite pour une exposition locale,

M_{Tissu} est la masse de tissu contigu, utilisée pour l'intégration,

P_{Max} est la puissance maximale délivrée à l'antenne, l'hypothèse étant faite que toute la puissance est absorbée par la masse de tissu contigu, quelque soit sa forme.

Par exemple, pour un DAS_{Max} de 2 W/kg (0,002 W/g), intégré sur 0,01 kg (10 g) de tissu: tout dispositif qui délivre moins de 20 mW (= $2 \times 0,01$ W ou $0,002 \times 10$ W) à la sortie de l'antenne ne dépassera pas un niveau de *DAS* de 2 W/kg.

Ceci peut être étendu en modélisant la proportion maximale de puissance qui est absorbée par le tissu, mais des précautions doivent être prises pour inclure toute réfraction ou réflexion dans l'environnement. Comme pour les paragraphes précédents, il convient de valider le modèle proportionnel par une mesure comparative.

4.5 Évaluations utilisant des modèles non homogènes pour la comparaison aux restrictions de base

4.5.1 Généralités

Il est possible de démontrer la conformité en utilisant une dosimétrie informatique. Une telle évaluation implique l'utilisation de modèles du corps sophistiqués, de résolution millimétrique (avec des voxels²⁾ d'une résolution de l'ordre de 2 mm à 6 mm). Ces modèles sont souvent obtenus à partir des données MRI ou de photographies de coupes anatomiques et incluent des conductivités précises de tissus, y compris celles de tissus du cœur ou du système nerveux central (SNC), tels que le cerveau et la moelle épinière. Ce paragraphe ne spécifie pas de méthode ou de technique particulière, ni de modèle particulier, car il en existe

²⁾ Un voxel est une unité de volume correspondant au plus petit élément d'un espace tridimensionnel auquel on peut attribuer des caractéristiques individuelles, telles que la couleur ou l'intensité

plusieurs qui sont également applicables et précis(es). La recherche continue dans ce domaine et de nouvelles méthodes et informations deviendront disponibles. Celles-ci peuvent être utilisées, à condition que les critères présentés dans ce paragraphe soient satisfaits.

Les distributions des courants induits, des champs électriques *in situ*, du *DAS* et de la densité de puissance sont calculées avec la résolution du modèle utilisé. Du fait que les modèles utilisés sont basés sur l'anatomie, il est possible d'obtenir des résultats spécifiquement pour les tissus du SNC, par exemple le cerveau et/ou la moelle épinière ou autres, suivant le type d'exposition et les exigences d'exposition considérés.

Si de telles techniques de modélisation sont utilisées, une validation adaptée est requise. Elle peut être donnée par un examen critique (revue par des pairs), par des citations pertinentes de références publiées ou par une comparaison avec d'autres modèles commentés ou référencés.

4.5.2 Modèles anatomiques du corps

La Commission Internationale pour la Protection Radiologique (CIRP) a défini un «homme normalisé» [7] mesurant 1,76 m. Basé sur celui-ci, des modèles conformes aux critères suivants sont appropriés:

- hauteur (du dessus de la tête à la base des talons): $1,76 \text{ m} \pm 8 \%$;
- forme humaine typique;
- représentativité de la structure non homogène du corps humain;
- propriétés diélectriques réalistes des tissus;
- résolution inférieure ou égale à 10 mm.

Un certain nombre de modèles anatomiques du corps sont employés. Ils sont basés sur des données d'imagerie médicale ou de représentations/images de coupes anatomiques transversales et sont représentatives d'un homme humain. Les ensembles de données réels peuvent être adaptés pour satisfaire aux critères ci-dessus. Pour les conditions d'exposition locales, il est aussi acceptable de ne modéliser que la partie ou les parties du corps spécifiquement concernée(s).

Des exemples de modèles de corps sont décrits dans l'Annexe B et dans plusieurs des références de la bibliographie. Bon nombre d'entre eux sont spécifiques à l'institution ou à l'auteur concerné, mais sont néanmoins utilisables si les critères ci-dessus sont satisfaits. Un exemple disponible et accessible pour le public est le «Visible Human Project» de la «National Library of Medicine», Bethesda, MD, USA. Des ensembles de données, basés sur les «Visible Human information», sont disponibles dans le commerce.

Une autre partie importante du processus de modélisation est la caractérisation des propriétés électriques des divers types de tissu. Chaque type de tissu du modèle du corps doit avoir des propriétés électriques/diélectriques associées, incluses dans le modèle global. Les propriétés électriques sont souvent dépendantes de la fréquence et ceci doit donc également être pris en considération. Pour plus de détails, voir l'Annexe B.

Lorsqu'il y a plusieurs types de tissu dans le même voxel, il est de règle d'utiliser une moyenne des propriétés des tissus pour la modélisation. Il est aussi acceptable d'utiliser le type de tissu «cas pire» (celui fournissant la plus haute valeur de densité de courant induit, de champs électriques *in situ*, ou de distribution de *DAS* avec ce voxel) ou le type de tissu concerné au lieu de calculer une moyenne. Si un voxel ou une zone d'intégration contient un tissu SNC, il est acceptable, pour le modèle, de supposer qu'il contient seulement le tissu SNC.

4.5.3 Méthode de calcul/modélisation

Au fil des ans, il a été proposé plusieurs méthodes informatiques de calcul des densités de courants induits, de champs électriques induits et des distributions du *DAS*, basées sur des modèles de corps humain anatomiquement hétérogènes. Ce sont: la méthode des éléments finis (FEM), la technique d'intégration finie (FIT), la méthode d'impédance, la méthode domaine-temps différence-finie adaptée en fréquence (FDTD) et la méthode de différence finie de potentiel scalaire (SPFD). L'Annexe B donne plus de détails sur ces méthodes.

Toutes les méthodes peuvent être utilisées pour des conditions uniformes du champ d'exposition. Les méthodes quasi statiques (où il est supposé que la phase du champ incident est constante à travers le corps modélisé) conviennent aux plus basses fréquences, où les dimensions du corps sont petites par rapport à la longueur d'onde (jusqu'à environ 30 MHz). Les méthodes basées sur les solutions des équations de Maxwell (par exemple la méthode FDTD) sont préférables pour les fréquences plus élevées.

Un soin particulier doit être apporté à la modélisation des caractéristiques des champs magnétiques non uniformes des dispositifs EAS/RFID à basse fréquence, où le champ magnétique est dominant, et que les méthodes traitent adéquatement ces champs non uniformes.

Les résolutions typiques sont de l'ordre de 6 mm à 10 mm pour une représentation grossière du modèle du corps entier et de 2 mm à 4 mm pour une modélisation plus fine de zones spécifiques impliquant des types spécifiques de tissus. Il est alors aussi possible d'utiliser ces résultats pour calculer une valeur moyenne avec une résolution inférieure, si nécessaire. Par exemple, certaines exigences d'exposition ont des moyennes spécifiées sur 1 cm². Sauf si les exigences d'exposition utilisées le définissent, le domaine d'intégration pour le calcul de la moyenne ne doit pas s'étendre hors de la frontière extérieure du corps en évaluation.

4.5.4 Position du corps par rapport à l'appareil en cours d'évaluation

Il convient que la position du corps par rapport à l'appareil en cours d'évaluation reflète les principes définis en 4.2.3. Puisqu'il y a des différences dans les modèles de corps disponibles, une correspondance exacte n'est pas possible; toutefois il convient que les dimensions données par le Tableau 1 soient respectées à $\pm 10\%$ près. Il est possible d'employer d'autres positions, mais l'utilisation de ces dernières doit être représentative de l'usage réel de l'appareil et ceci doit être clairement indiqué dans le rapport d'évaluation.

4.6 Mesure des courants de contact et de membre

Les courants de membre et les courants de contact peuvent être mesurés en utilisant une pince de courant placée autour d'un bras ou d'une jambe. Pour les courants passant par les jambes, des appareils de mesure de courant autonomes peuvent également être utilisés en lieu et place d'une pince de courant.

Comme alternative à la mesure, il est possible de modéliser directement certains des courants en utilisant les techniques exposées en 4.4 et 4.5.

5 Mesures pour le contrôle de champ

5.1 Généralités

Cet article donne des méthodes pour évaluer le champ émis par l'appareil installé. En exécutant ce type d'évaluation, il est nécessaire de tenir compte des points mentionnés ci-dessous.

- Les appareils en cours d'évaluation peuvent générer des champs supérieurs aux valeurs de référence des exigences d'exposition, à condition qu'ils satisfassent aux restrictions de base. Il n'est généralement pas possible de mesurer les restrictions de base directement.

- Il existe des effets importants dus au bruit de fond et à d'autres sources, provenant de l'environnement.
- Il peut y avoir plusieurs appareils qui contribuent à la valeur totale mesurée (et qui ne seraient pas tous couverts par cette norme). Ceci pourrait entraîner une exposition globale supérieure aux valeurs des exigences d'exposition, alors que l'exposition due à l'appareil couvert par cette norme est inférieure à ces niveaux.

5.2 Mesures de champ

5.2.1 Mesure, dans le cas où une personne séjourne pendant un temps important

Il convient d'utiliser ce paragraphe lorsque les exigences d'exposition sont spécifiées pour des zones où le public séjourne pendant un temps significatif. L'exposition provenant de l'appareil couvert par cette norme est à caractère transitoire, et le public devrait donc normalement n'y être exposé que pendant de courtes périodes. Ce paragraphe s'applique à l'évaluation de l'exposition qui n'utilise pas directement le système. En l'absence de spécification, il convient d'utiliser 5.2.2.

Le niveau doit être évalué en utilisant la méthode de 4.2.1, mais à une distance de 2 m autour de l'appareil (voir aussi A.2.4). Si la position de l'appareil est telle que la distance à la position normale à laquelle une personne peut séjourner pendant des durées significatives est différente de 2 m, cette distance doit être utilisée et elle doit être notée avec les résultats de mesures. Des mesures séparées, à différentes distances, peuvent être nécessaires si des travailleurs sont exposés à une distance différente que celle applicable au public. Si la valeur mesurée est au-dessus des valeurs de référence utilisées pour la comparaison, une évaluation supplémentaire peut être nécessaire. Beaucoup de recommandations et de normes d'exposition ont des valeurs de référence différentes pour les travailleurs et pour le public, de sorte qu'il convient d'utiliser des valeurs de comparaison appropriées pour les évaluations pour les travailleurs ou les évaluations pour le public.

5.2.2 Mesures détaillées pour une exposition non transitoire

Le niveau doit être mesuré en utilisant la méthode et la distance définies en 4.2 lorsque c'est approprié pour l'équipement et les guides d'exposition utilisés. Si la valeur mesurée est au-dessus des valeurs de référence utilisées pour la comparaison, une évaluation supplémentaire peut être nécessaire.

5.3 Évaluation supplémentaire

Si les valeurs de référence sont dépassées, cela peut ne pas être dû à un appareil particulier mais à la combinaison de l'ensemble des sources à cet emplacement. Ou encore, cela peut être dû à un appareil pourtant conforme aux restrictions de base. Dans de tels cas, une évaluation supplémentaire peut être faite pour tous les appareils contribuant à l'exposition, comme cela est détaillé ci-dessous:

- ajustement de la position de certains appareils, dans la mesure du possible, pour réduire au minimum l'exposition globale;
- essais répétés sur des appareils individuels (ou des appareils similaires) dans un environnement d'essai contrôlé;
- comparaison des réglages des appareils (courants, tensions etc.) avec les informations fournies par le manuel utilisateur ou par le manuel d'installation de l'appareil;
- comparaison de l'appareil avec sa documentation technique, comprenant tous les résultats d'évaluation couverts par cette norme;
- évaluation de l'équipement conformément à 4.3, 4.4 ou 4.5 pour la comparaison aux restrictions de base appropriées.

En raison des détails techniques exigés pour l'évaluation, il convient de consulter le constructeur ou le fournisseur d'origine des appareils au moment de réaliser l'évaluation. L'exposition totale doit être conforme aux restrictions de base.

6 Exposition à partir de sources à fréquences multiples ou à formes d'onde complexes

La nature du fonctionnement des dispositifs couverts par ce document est telle qu'ils opèrent sur une ou plusieurs fréquences discrètes avec d'autres fréquences atténuées de plus de 30 dB. Dans ce cas, l'évaluation de l'exposition peut être faite à la fréquence ou aux fréquences de fonctionnement déclarées, sans exiger d'évaluation pour les autres fréquences. Si ce n'est pas le cas, il faut qu'une évaluation de l'exposition soit faite à toutes les fréquences auxquelles ceci ne s'applique pas.

Les dispositifs qui fonctionnent à des fréquences multiples peuvent ne pas utiliser toutes les fréquences simultanément. Les effets de fonctionnements non simultanés ne sont pas additifs, ainsi une évaluation distincte peut être faite pour chaque fréquence ou pour les fréquences non utilisées simultanément. Si l'intégration dans le temps est utilisée, il convient de considérer toutes les fréquences émises pendant la période d'intégration.

Dans les situations où l'exposition simultanée aux champs de différentes fréquences doit avoir lieu, il faut considérer l'éventualité que ces expositions puissent être additives dans leurs effets. L'évaluation efficace des dispositifs émettant une forme d'onde complexe, non sinusoïdale, peut aussi s'avérer impossible. Dans ce cas, la forme d'onde peut être considérée comme une série de Fourier des fréquences appropriées, dont les effets s'additionnent.

Les effets biologiques et sanitaires sont différents aux basses fréquences et aux hautes fréquences. Aux fréquences plus basses, les effets biologiques sont dus à la stimulation électrique tandis qu'aux hautes fréquences, ils résultent d'effets basés sur des considérations thermiques. Il convient d'exécuter les calculs basés sur cette additivité séparément pour chaque effet; ainsi, il est recommandé de faire des évaluations séparées des effets thermiques et de stimulations électriques sur le corps. Les différentes exigences d'exposition donnent des méthodes de calcul légèrement différentes pour l'addition de plusieurs champs. Il convient d'utiliser les méthodes qui y sont décrites lors de l'évaluation de conformité.

Différentes exigences d'exposition adoptent des approches différentes, spécifiques pour les impulsions de courte durée. De telles approches incluent le calcul de la fréquence effective en utilisant les techniques de Fourier, ou une approche crête pondérée [8]. Pour les formes d'ondes consistant en une fréquence porteuse sinusoïdale contenue dans une enveloppe de salves de courtes durées (ce qui suppose qu'au moins cinq cycles de la porteuse sont inclus), l'évaluation peut être faite en comparant l'amplitude de crête maximale avec la valeur de crête de la limite donnée dans les recommandations applicables. De plus, ceci montre la conformité de l'amplitude efficace de la forme d'ondes à la limite efficace des recommandations applicables. Il convient d'employer la technique correspondant aux exigences d'exposition qui sont utilisées pour l'évaluation de conformité.

7 Exposition à des sources multiples

Pour déterminer l'exposition totale due à plusieurs sources, la formule de sommation pour l'exposition simultanée à des fréquences multiples applicable aux exigences d'exposition considérées doit être utilisée.

Certaines exigences d'exposition utilisent un courant induit ou des champs électriques *in situ* comme restriction de base jusqu'à 100 kHz (ou 10 MHz) et le *DAS* au dessus de 100 kHz. Dans de tels cas, il convient que les expositions de 0 kHz à 100 kHz (ou 0 MHz à 10 MHz) et de 100 kHz à 300 GHz soient évaluées séparément. Il est recommandé que toutes les valeurs pour les fréquences qui chevauchent les deux bandes soient incluses dans les deux évaluations d'exposition.

S'il existe une relation temporelle entre les expositions à différentes sources, cela peut être pris en compte. Par exemple, plusieurs sources peuvent être synchronisées de sorte qu'elles

ne peuvent pas émettre simultanément, comme dans un système de gestion de spectres «écouter puis parler», où seulement une source émet à un instant donné. Pour les expositions utilisant une intégration temporelle, il convient de considérer toutes les sources qui ont émis pendant la durée d'intégration.

En présence de la combinaison des expositions de plusieurs sources, il est aussi nécessaire de prendre en compte la relation spatiale des sources à la position d'exposition. Le plus souvent, l'appareil est évalué à une distance établie mais la position d'exposition peut s'étendre bien au delà dans le cas de sources multiples. L'exposition résultant d'une source diminue lorsque la distance par rapport à la source augmente, et cela très fortement dans de nombreux cas (relation inverse de second ou de troisième ordre).

Les équations d'exposition simultanées données dans les recommandations d'exposition actuellement publiées n'incluent pas le moyen de combiner des proportions spécifiques de restrictions de base avec des proportions de valeurs de référence. Il peut être difficile d'ajouter l'exposition due à plus d'une source si certaines des sources sont évaluées par rapport à des restrictions de base et d'autres par rapport à des valeurs de référence.

L'Annexe C (informative) donne une méthode qui peut être utilisée pour combiner l'exposition à des sources multiples quand certaines de ces sources sont évaluées par rapport à des restrictions de base et d'autres par rapport à des valeurs de référence. La méthode est simplificatrice et conservatrice et elle ne peut être utilisée pour mettre en évidence une non-conformité.

8 Incertitude

8.1 Généralités

L'incertitude est une évaluation statistique de la qualité des résultats de l'évaluation effectuée. La valeur réelle de l'objet de l'évaluation peut être au dessus ou au dessous de la valeur évaluée en s'en écartant d'une valeur allant jusqu'à l'incertitude déterminée (avec un niveau de confiance de 95%). En elle même, l'incertitude n'est pas une valeur d'erreur qui doit être ajoutée ou soustraite, cependant certaines recommandations ou normes peuvent exiger de l'inclure dans le résultat de l'évaluation globale d'un produit ou d'une situation d'exposition. Les articles suivants donnent des options sur des méthodes d'inclusion. L'Annexe D donne des informations sur des façons possibles d'inclure l'incertitude, si nécessaire.

Différents pays, régions et même organismes traitent la prise en compte de l'incertitude de différentes façons. De plus, différentes méthodes et différents évaluateurs mèneront à des incertitudes différentes.

Cet article fournit des recommandations portant sur l'incertitude de différentes méthodes d'évaluation. Il propose aussi un niveau global d'incertitude qui peut être considéré comme raisonnable lors de l'évaluation d'équipements. Dans tous les cas, l'évaluation doit être basée sur un échantillon représentatif de l'équipement. Les variations de production ne sont pas incluses dans l'évaluation.

8.2 Incertitudes d'évaluation

Il convient que les incertitudes dans la méthode d'évaluation soient appréciées selon les méthodes décrites dans le *Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure* [9]. Une bonne interprétation globale, dans un contexte quelque peu semblable aux mesures de compatibilité électromagnétique, en est donnée par le LAB 34 [10], et les principes de base que l'on y trouve peuvent être utilisés à la fois pour la mesure et la modélisation numérique des incertitudes. Un document similaire pour les appareils mobiles de radiocommunication est l'ETSI TR 100 028-1 et toute légère différence constatée en utilisant les deux documents n'est pas considérée comme étant significative. La CISPR 16-4-2 [12] fournit aussi des informations sur les incertitudes et comment les appréhender.

8.2.1 Incertitudes simples

Chaque incertitude doit être évaluée et déclarée en tant qu'écart-type par rapport au résultat. Une appréciation doit être donnée sur la façon suivant laquelle chaque valeur d'incertitude affecterait le résultat final (il n'est pas certain que cet effet soit directement proportionnel) et il convient que l'incertitude effective soit appliquée au résultat dans la mesure du possible.

8.2.2 Combinaison d'incertitudes

Le calcul de l'écart-type total est réalisé en combinant les écarts-types des différents éléments contribuant à l'incertitude globale. Le calcul de l'incertitude totale est réalisé en combinant quadratiquement les écarts-types individuels, à condition qu'ils ne soient pas corrélés.

L'incertitude doit être évaluée sur la base de l'écart type total multiplié par un facteur 1,96, pour obtenir un niveau de confiance à 95 %.

8.3 Exemples d'éléments d'incertitude typiques

Les éléments d'incertitude typiques suivants sont donnés uniquement à titre d'exemples. Il peut y avoir d'autres éléments d'incertitude, qui ne sont pas énumérés et certains des exemples énumérés peuvent ne pas être présents ou peuvent être non significatifs dans l'évaluation globale.

8.3.1 Mesure

- Taille et forme de la sonde de mesure (y compris les positions relatives des bobines)
- Position réelle de la sonde par rapport au point de mesure prévu
- Étalonnage ou précision déclarée de l'instrument de mesure
- Interaction entre l'appareil en évaluation et le système de mesure
- Reproductibilité
- Effet de l'environnement pendant la mesure

8.3.2 Calcul numérique

- Écart de la taille et du poids du modèle anatomique par rapport à l'homme normalisé
- Incertitude dans les valeurs des propriétés électriques des tissus
- Taille et forme de voxel
- Incertitudes des méthodes de calcul
- Exactitude des paramètres de modélisation de l'appareil en évaluation

8.4 Incertitudes globales

Les incertitudes maximales globales, telles que données dans le Tableau 3, sont acceptables.

Tableau 3 – Incertitudes totales maximales de l'évaluation

Fréquence	Mesure	Modélisation numérique
< 10 kHz	+58 %, -37 % (± 4 dB)	± 50 %
10 kHz à 1 MHz	+41 %, -30 % (± 3 dB)	± 50 %
1 MHz à 30 MHz	+41 %, -30 % (± 3 dB)	± 40 %
30 MHz à 1 GHz	+100 %, -50 % (± 6 dB)	± 40 %
1 GHz à 30 GHz	+100 %, -50 % (± 6 dB)	± 50 %

9 Rapport d'évaluation

Le rapport d'évaluation doit au minimum contenir ou avoir en appendice les informations suivantes:

- marque commerciale ou référence produit de l'unité sous évaluation;
- contact détaillés pour l'organisation ou la personne soumettant;
- contact détaillés pour l'expert et/ou l'organisation d'évaluation;
- identification de l'article utilisé de la présente norme;
- description de l'unité sous évaluation, incluant le type d'émission, le réglage de la puissance, les niveaux de sortie et tous les effets de modulation;
- description du positionnement spatial de l'unité sous évaluation et des positions d'exposition, incluant les points d'évaluation;
- description détaillée de la méthode utilisée (incluant le cas échéant les références publiées et les articles d'autres normes internationales utilisés);
- incertitude;
- résumé et explication des résultats.

Dans le cas d'évaluations réalisées par mesures, ce qui suit doit aussi être inclus

- réglage de la puissance de l'unité sous évaluation (si applicable);
- détails de l'équipement et de l'instrumentation de mesure et de toute fixation et autres équipements auxiliaires utilisés;
- description de l'environnement de mesure, température ambiante, humidité et tous niveaux ambiant pouvant affecter le résultat;
- diagramme des points de mesure;
- niveaux mesurés et fréquences pour chaque point de mesure.

Dans le cas d'évaluations réalisées par modélisation numérique, ce qui suit doit aussi être inclus:

- explication du modèle représentant la forme et l'émission de l'unité sous évaluation et le cas échéant, les résultats de toute validation;
- résumé du modèle de corps et des paramètres des tissus utilisés (incluant des références publiées ou des sources de données le cas échéant);
- résumé de la position du modèle de corps et de la position des tissus spécifiques considérés, en relation avec l'unité sous évaluation;
- explication de la méthode de modélisation/calcul utilisée (incluant des références publiées ou des sources de données le cas échéant).

Annexe A (informative)

Caractéristiques des appareils

A.1 Introduction

Les systèmes EAS et RFID sont prévus uniquement pour une utilisation brève et transitoire en présence de public. Si une personne s'attarde à l'intérieur du système, elle bloquera généralement un libre passage et en conséquence elle pourra être déplacée par d'autres utilisateurs ou par le personnel de sécurité. Le rythme normal de marche à travers un système est approximativement de 1 ms^{-1} (environ $3,6 \text{ km h}^{-1}$) et la zone de détection est tout au plus de 1 m de long (le long du chemin à travers le système). La durée d'exposition est donc normalement approximativement de 1 s.

Si un client ou utilisateur traverse lentement le système ou en hésitant, la durée d'exposition pourra atteindre environ 10 s. Dans des circonstances exceptionnelles un client ou un utilisateur peut se faire «piéger» dans une file d'attente à l'intérieur d'un système. Dans ce cas, la durée d'exposition ne dépasserait pas quelques minutes, ainsi l'exposition la plus longue dans de tels systèmes est généralement considérée comme brève.

A.2 Appareils EAS

A.2.1 Description générale

Les systèmes de détection électronique d'objets (EAS) utilisent des champs électromagnétiques pour faire obstacle à la sortie non autorisée d'articles. Ils sont le plus généralement utilisés dans les magasins, les supermarchés et les boutiques pour éviter le vol. Ils sont également utilisés pour surveiller le déplacement des livres dans les bibliothèques et aussi dans les hôpitaux pour prévenir l'enlèvement des bébés.

Les systèmes EAS se composent de deux parties principales: le système de détection et les transpondeurs détectés. Le système de détection se compose généralement de deux sous-éléments: la génération de courant et l'électronique de traitement, la génération de champ et les antennes de détection. Les antennes de détection du système constituent la source la plus importante de champs électromagnétiques.

Les antennes sont généralement visibles et reconnaissables. Ce sont des panneaux plats, des boucles ou des colonnes, à la sortie ou près de la sortie du magasin. Les champs magnétiques les plus importants se trouvent entre les panneaux, dans la «zone de détection». L'électronique de détection est habituellement dissimulée dans une armoire technique ou derrière un bandeau dans le magasin ou à la caisse ou bien elle peut être intégrée aux panneaux. Les étiquettes sont toujours réparties dans tout le magasin, attachées aux articles.

Les transpondeurs sont des plaques détachables ou des étiquettes qui provoquent une légère perturbation des champs dans les systèmes de détection. Ils sont généralement «passifs» dans le sens où ils ne contiennent aucune source de puissance, bien qu'ils puissent comporter un nombre restreint de composants électroniques, tels que des diodes. La plupart des transpondeurs sont jetables; c'est-à-dire qu'ils quittent le magasin avec les marchandises qu'ils protègent. Ces types de transpondeurs sont plus ou moins comparables à des étiquettes en papier. Certains transpondeurs sont d'un coût élevé et ont une durée de vie plus longue; ils sont enveloppés dans une grosse capsule en plastique protectrice qui est attachée aux marchandises par un clou et retirée par le personnel de contrôle lors de l'achat.

Les perturbations magnétiques du champ produites par les transpondeurs sont à la fois infimes (quatre ou cinq ordres de grandeur inférieurs à celui du champ principal de détection) et similaires dans leur amplitude à celles produites par des objets courants tels que des clefs, des armatures de lunette, des boucles de ceinture et des boîtes en fer blanc.

Un nombre restreint de transpondeurs réutilisables ont une pile intégrée et produisent un signal «actif»; toutefois leurs champs magnétiques sont toujours typiquement deux ou trois ordres de grandeur inférieurs à ceux du champ principal de détection. Les transpondeurs actifs sont conçus de telle manière qu'ils n'émettent aucune énergie quand ils sont en dehors de la zone de détection ou de la zone de désactivation.

Il n'y a en principe aucun réglage modifiable par l'utilisateur sur les systèmes. Normalement les champs du système sont réglés lors de la fabrication ou par un technicien qualifié lors de l'installation et de l'entretien, à leurs valeurs nominales (en utilisant un appareil de mesure pour mesurer le champ magnétique ou le courant ou la tension électrique dans l'enroulement pilote). Certains systèmes ont des circuits électroniques qui ré-optimisent automatiquement les champs de ces derniers, s'ils sont perturbés du fait de désaccords dus à de grands objets métalliques placés près des panneaux. Certains systèmes peuvent modifier la configuration du champ pendant le cycle de détection.

Du fait que les systèmes EAS se fondent sur des perturbations de champ pour ce qui concerne leurs principes de détection, les émissions hors bande sont fortement limitées à la conception. En conséquence, il n'est pas nécessaire de mesurer les valeurs de champ en dehors des bandes de fréquences de fonctionnement spécifiées par les constructeurs, car elles n'apportent qu'une très petite contribution à l'exposition.

Les systèmes EAS diffèrent des systèmes d'identification de proximité apparentés, (par exemple systèmes d'autorisation d'accès), principalement du fait que les systèmes EAS fonctionnent uniquement en mode binaire (c'est-à-dire présence ou absence de signal). A part cela, les technologies de base sont souvent connexes.

A.2.2 Types de systèmes EAS et principes de fonctionnement

Il y a quatre types principaux de systèmes EAS, avec des types de caractéristiques de champ différentes:

Type de système	Champ dominant	Fréquences typiques
Magnétique non linéaire	Magnétique (H)	10 Hz à 20 kHz
Inductif résonnant (électronique ou magnétique)	Magnétique (H)	20 kHz à 135 kHz
Inductif résonnant, radiofréquence	Magnétique (H)	1 MHz à 20 MHz
Micro-onde non linéaire	Électromagnétique	0,8 GHz à 2,5 GHz

Les trois premiers types de systèmes mentionnés ci-dessus utilisent des champs inductifs: C'est-à-dire que la zone de fonctionnement est beaucoup plus petite que la longueur d'onde du rayonnement EM, ainsi le champ est presque totalement de nature magnétique et il y a un champ de propagation négligeable. L'élément générateur de champ est une boucle de courant intégrée dans le panneau de détection.

Les systèmes micro-ondes utilisent principalement un champ micro-onde se propageant à courte distance et l'élément générant le champ est une antenne à bobine hélicoïdale ou un générateur de champ similaire. Les niveaux de puissance du champ sont faibles et, bien qu'ils se propagent effectivement, ils sont confinés dans une zone par la directivité de l'antenne.

En bref, les quatre types de systèmes fonctionnent comme décrit ci-dessous.

A.2.2.1 Magnétique non linéaire

Le transpondeur contient un élément magnétique qui est très «doux» magnétiquement parlant (c'est-à-dire facilement saturé). Lorsqu'il est magnétisé par le champ alternatif dans la zone de détection, sa magnétisation résultante ne peut pas suivre linéairement le champ magnétisant (en raison des effets de saturation). Ainsi sa magnétisation produit des harmoniques du champ pilote. Ces harmoniques sont captées et identifiées par le système de détection.

A.2.2.2 Inductif résonnant

Le transpondeur contient un élément qui résonne en présence de la fréquence spécifique du champ magnétique de la zone de détection. Le champ de détection est à une fréquence précise et a une durée d'impulsion très courte. L'oscillation du champ magnétique du transpondeur est détectée pendant la période suivante lorsque le champ est absent. La résonance peut être basée sur une vibration mécanique du transpondeur, s'il comporte un élément magnétostrictif ou bien sur un circuit électronique accordé: cependant, dans les deux cas, c'est le champ magnétique du résonateur qui est détecté.

A.2.2.3 Inductif résonnant, Radiofréquence

Le principe est similaire à celui ci-dessus, c'est-à-dire qu'un résonateur inductif, à une fréquence spécifique, est détecté. Cependant, la mise en oeuvre et la détection sont différentes. Le résonateur est un circuit inductance-condensateur sur le transpondeur et la détection est typiquement effectuée en détectant une perturbation de phase dans le champ. Le champ est balayé autour de la fréquence de résonance.

A.2.2.4 Micro-onde non linéaire

Le transpondeur a une antenne micro-ondes avec une petite diode incorporée. Ceci produit des harmoniques supérieures ou inférieures ou une combinaison des deux, de la fréquence pilote, du fait de la non-linéarité.

A.2.3 Systèmes de détecteur EAS utilisés pour la protection d'entrée ou de sortie

Ces détecteurs sont configurés pour protéger une entrée dans une zone ou une sortie d'une zone.

Les types de systèmes qui utilisent des champs inductifs sont d'abord décrits, parce que certaines caractéristiques de leurs champs sont similaires. Les bobines de courant génèrent les champs et les dimensions de ces dernières sont typiquement les suivantes:

Hauteur:	0,5 m à 2 m
Largeur:	0,3 m à 1 m pour les systèmes inductifs; 0,5 m à 1 m pour les systèmes magnétiques non-linéaires
Profondeur:	1 cm à 3 cm
Orientation:	bobine dans un plan vertical parallèle à la direction de la marche vers la sortie du magasin

Il y a généralement deux panneaux face à face séparés de 0,7 m à 3 m (voir des exemples aux Figures A.1 et A.2).

Dans certaines installations, il peut y avoir plus de deux panneaux, placés à intervalles réguliers pour couvrir une sortie très vaste. Parfois les deux panneaux (ou tous les panneaux) contiennent des bobines de courant génératrices de champ (des bobines d'émission, comme des bobines de réception), bien que parfois, seul un panneau soit un émetteur de champ.

Lorsque les deux panneaux produisent des champs magnétiques, ils sont habituellement dans une configuration de type Helmholtz, de sorte que les champs entre les panneaux

s'additionnent dans une direction, plutôt que de s'opposer. Pour cette raison, la composante magnétique principale du champ est orientée approximativement dans une direction perpendiculaire au trajet des clients à travers le système.

Il y a quelques installations où la bobine génératrice de champ est une grande bobine à travers laquelle passe le public (portique), d'une taille de plus de 2 m et d'une largeur de plusieurs mètres. Dans ces installations, la composante principale du champ est dans la direction du trajet vers la sortie du magasin.

En raison de la méthode d'utilisation des produits EAS, le public et les travailleurs seront exposés de manière caractérisée. Le public recevra une exposition passagère au champ principal d'identification, alors que les travailleurs recevront une exposition d'une durée supérieure, à un champ d'amplitude plus faible, situé à l'arrière et sur le côté des systèmes.

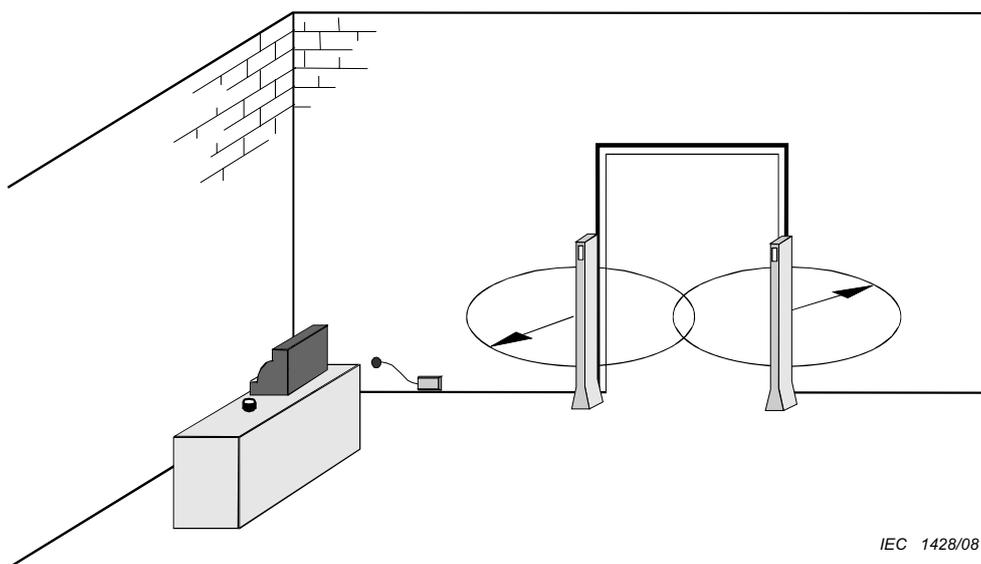


Figure A.1 – Exemple d'équipement monté sur une sortie et montrant l'étendue de détection

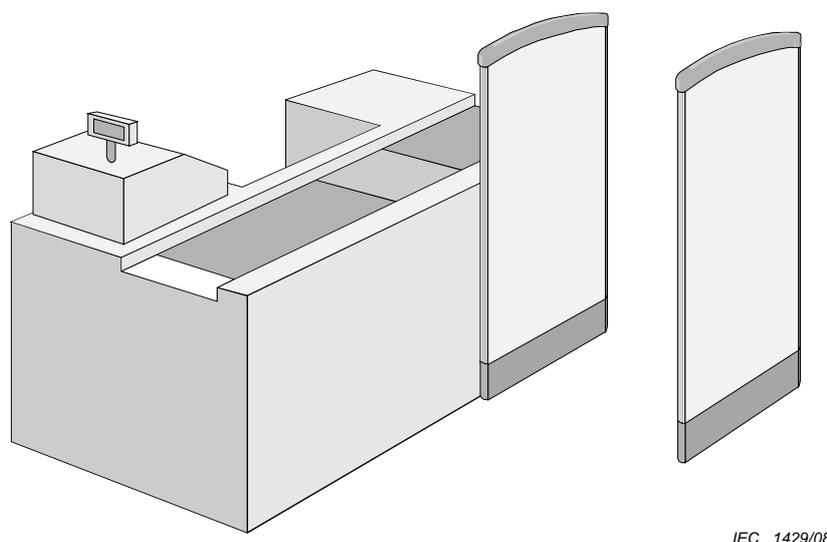


Figure A.2 – Exemple d'équipement monté sur les côtés

A.2.4 Exposition du public

Les systèmes EAS sont prévus uniquement pour une utilisation transitoire par le public. Si une personne s'attarde à l'intérieur du système, elle bloquera généralement un libre passage, en conséquence elle pourra être déplacée par d'autres utilisateurs ou par le personnel de sécurité. Le rythme normal de marche à travers un système est approximativement de 1 m/s (environ 3,6 km/h) et la zone de détection est tout au plus de 1 m de long (le long du chemin à travers le système).

De plus, le champ magnétique dans le système n'est pas homogène en amplitude ou en direction. Typiquement, il est maximal dans une très petite région du panneau, près de la bobine de courant et le minimum au point le plus éloigné des panneaux (par exemple à mi-chemin entre les panneaux). La majeure partie du champ auquel les clients sont soumis est similaire au champ le plus faible et sera essentiellement une exposition du corps entier dans un champ relativement uniforme (ceci peut être effectivement mesuré à des distances supérieures à 2 m des détecteurs).

A.2.5 Exposition des travailleurs

Les opérateurs sont situés en dehors de la zone principale de détection. Ils ne sont pas situés à proximité immédiate, derrière les panneaux, parce qu'habituellement ces derniers sont opaques et hauts, et donc ils ne pourraient pas voir et effectuer des transactions avec le public.

La présence du métal du bureau et de la chaise de l'opérateur peut perturber le fonctionnement du système.

Pour les installations EAS près des caisses, le personnel de contrôle s'assied derrière ou sur le côté des systèmes, habituellement à environ 0,5 m derrière et à 1 m de l'axe de central: (voir Figure A.2). A cette distance le champ décroît approximativement comme l'inverse de la distance avec un exposant 2 à 2,5 et l'amplitude du champ est comprise entre 0,1 fois et 0,5 fois l'amplitude estimée au centre du système et plus uniforme sur l'ensemble du corps. Dans de nombreux cas, les systèmes ont des blindages installés du côté «caisse» des panneaux de détection, ce qui réduit encore plus le champ.

A.2.6 Appareils de table EAS et d'activation/désactivation

Un autre composant des systèmes EAS est destiné à l'activation et à la désactivation des transpondeurs au point de vente. La majorité des dispositifs de désactivation utilise soit des aimants permanents (champs continus), soit des champs variables dans le temps. Les champs sont habituellement supérieurs en amplitude absolue, par rapport aux champs principaux de détection, bien qu'ils soient nécessairement confinés à une petite zone près du dispositif de désactivation (et généralement pour une durée très courte). Par conception, les champs sont confinés dans l'espace, sinon ils désactivent les transpondeurs dissimulés sur les marchandises sur le point d'être volées, permettant ainsi le vol effectif de ces dernières.

D'une façon générale les dispositifs de désactivation sont montés à des distances raisonnables du public (30 cm et plus). Les travailleurs pourrait être plus proche, mais généralement la distance est similaire (à portée de main). Les hauteurs de table ou de comptoir sont habituellement comprises entre 70 cm et 90 cm.

A.2.7 Description des champs magnétiques des dispositifs de désactivation

Les dispositifs de désactivation sont de deux types principaux: aimants permanents et électro-aimants. Certains systèmes (la plupart du temps micro-ondes) utilisent un troisième type, qui ne met pas en œuvre un champ (claquage, par courant de contact, d'un «fusible» sur le transpondeur).

Les dispositifs de désactivation à aimants permanents utilisent normalement un ensemble d'aimants en polymère, en métal ou en céramique logés dans une plaque ou tout autre support. Les électro-aimants sont utilisés là où il est nécessaire que le champ de désactivation ne soit pas continuellement présent. Le champ de l'électro-aimant est nécessairement contenu dans un faible espace (habituellement 2 cm à 5 cm de hauteur) tout près de la surface de la caisse. Ces appareils génèrent une ou plusieurs courtes impulsions magnétiques, suffisantes pour modifier la structure de la polarisation magnétique du transpondeur ou de l'étiquette.

L'opérateur effectuant une lecture de code à barres ou une action similaire, en appuyant sur un bouton ou automatiquement, exécute la commande «à la demande». Certains dispositifs de désactivation ont un circuit de détection du transpondeur/étiquette intégré (principalement une version plus faible puissance d'un panneau de détecteur) ce qui déclenche automatiquement le signal de désactivation.

Les dispositifs de désactivation RF fonctionnent de manière similaire aux versions électromagnétiques mais l'impulsion de désactivation est à la fréquence du transpondeur/étiquette. Les impulsions peuvent être «à la demande» comme ci-dessus ou peuvent être des impulsions courtes mais fonctionnant indépendamment de la présence du transpondeur/étiquette.

A.3 Appareils RFID

A.3.1.1 Introduction

Un système RFID (identification par radiofréquences) consiste en un interrogateur (généralement incorporant un émetteur et un récepteur), une antenne et un transpondeur. L'émetteur envoie un signal radio, sur une certaine fréquence, à l'aide d'une antenne. Ce signal est identifié par le transpondeur si ce dernier est dans la portée de lecture de l'émetteur. Le transpondeur répond alors avec un signal qui est identifié par le récepteur. Les données d'un transpondeur peuvent fournir l'identification d'un article en fabrication, de marchandises en transit, d'un lieu, l'identité d'un véhicule, d'un animal, d'un individu, etc. En incluant des données supplémentaires, il est possible de permettre les applications de lecture d'informations spécifiques aux articles ou d'instructions immédiatement disponibles sur le transpondeur. Un protocole particulier prend en charge la communication entre l'interrogateur et l'ordinateur hôte.

Pour comprendre les possibilités d'un système RFID, il est nécessaire de considérer ses composants et leurs fonctions dans l'organisation de la circulation des données. Cependant, il est utile de commencer en analysant brièvement la façon dont la communication sans fil est réalisée, car les techniques mises en jeu ont une incidence importante sur la conception des composants du système.

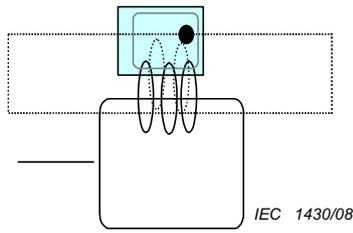
A.3.2 Communication sans fil

A.3.2.1 L'interface dans l'air

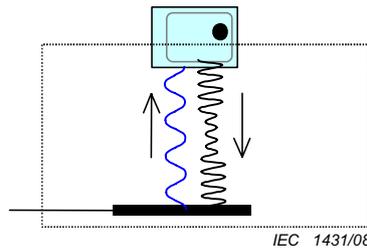
La communication des données entre les interrogateurs et le transpondeur s'effectue par communication sans fil. Les trois techniques le plus fréquemment utilisées sont:

- a) le couplage inductif par champs magnétiques (voir la Figure A.3);
- b) la propagation d'ondes électromagnétiques (voir la Figure A.4);
- c) le couplage électrostatique (capacitif) par champs électriques (voir la Figure A.5).

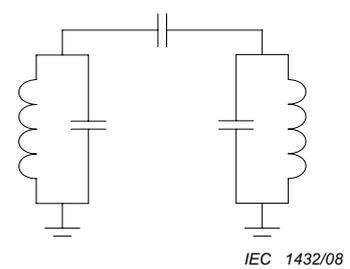
Le couplage est fait par l'intermédiaire d'antennes dont les structures forment un dispositif intégrant des transpondeurs et des interrogateurs. Alors que le terme antenne est généralement considéré comme étant le plus approprié pour les systèmes à propagation, il est également appliqué de façon impropre aux systèmes inductifs.



**Figure A.3 –
Couplage inductif**



**Figure A.4 – Couplage
électromagnétique**



**Figure A.5 –
Couplage capacitif**

Le transfert efficace des données dans l'espace (interface dans l'air) séparant les deux composants prêts à communiquer nécessite que les données soient superposées à une onde porteuse. Ce processus de superposition est désigné sous le nom de modulation. Différentes techniques sont disponibles à cette fin, chacune ayant des particularités qui favorisent leur utilisation. Elles sont essentiellement basées sur des changements de valeurs de caractéristiques primaires d'une source alternative sinusoïdale, de son amplitude, de sa fréquence ou de sa phase en fonction de la suite binaire transportant les données. Sur cette base, on peut distinguer la modulation par changement d'amplitude (ASK), la modulation par déplacement de fréquence (FSK) et la modulation par déplacement de phase (PSK).

A.3.2.2 Fréquences porteuses

L'approche qui est généralement adoptée pour les canaux de communication à fréquence radio est de les distinguer par attribution de fréquences. Ceci exige que les différentes parties du spectre électromagnétique soient affectées à différents usages et cela est généralement couvert par une législation gouvernementale. Les attributions peuvent différer selon les gouvernements concernés, prenant en considération les applications RFID dans les différents pays.

On distingue généralement trois bandes de fréquence pour les systèmes RFID: basse, intermédiaire et haute. Le Tableau A.1 résume ces trois bandes de fréquence ainsi que les caractéristiques types des systèmes.

L'uniformisation de l'utilisation des fréquences porteuses est recherchée par l'entremise de l'Union Internationale des Télécommunications (UIT). L'UIT a divisé le monde en trois régions administratives: Europe et Afrique (Région 1), Amérique du Sud et du Nord (Région 2) et Extrême-Orient et Australasie (Région 3). Chaque pays gère ses allocations de fréquences en respectant les directives éditées par l'UIT.

Tableau A.1 – Bandes de fréquence et caractéristiques types des systèmes

Bande de fréquences	Caractéristiques
Basse 1 Hz à 500 kHz	Portée de lecture courte à moyenne faible vitesse de lecture
Intermédiaire 2 MHz à 30 MHz	Portée de lecture courte à moyenne vitesse de lecture potentiellement moyenne
Haute au-dessus de 400 MHz	Portée de lecture longue, vitesse de lecture élevée visibilité directe requise

Quatre fréquences porteuses doivent être mentionnées en tant que représentatives des bandes basse, moyenne et haute: inférieur à 135 kHz, 13,56 MHz, plusieurs bandes autour de 900 MHz et 2,45 GHz. Toutefois, il y a un certain nombre d'autres bandes de fréquences en service dans le monde pour les applications RFID. Des exemples de ces applications utilisant ces bandes de fréquences sont donnés dans le Tableau A.2. Cette liste peut être modifiée ou

être complétée lors des revues des besoins de fréquences RFID effectuées par les pays. Elle n'est donc pas exclusive et est donnée uniquement comme recommandation générale.

Tableau A.2 – Exemples de bandes de fréquence et leurs applications

Bande de fréquence	Applications et commentaires
Inférieure à 135 kHz	Système EAS et une gamme étendue de produits RFID disponibles pour satisfaire à un éventail d'applications, comprenant l'étiquetage d'animaux, le contrôle d'accès et le suivi et la traçabilité.
6,78 MHz à 13,56 MHz	Systèmes EAS et RFID et ISM (Industriel, Scientifique et Médical)
27,12 MHz	Applications ISM et RFID
433 MHz à 459 MHz	Applications ISM et RFID, spécifiquement dans la Région 1
864 MHz à 956 MHz	Systèmes UHF RFID et quelques systèmes EAS (la fréquence utilisée à l'intérieur de cette bande de fréquence, dépend du pays et de la région d'utilisation)
2 400 MHz à 2 500 MHz	RFID et bande internationale ISM
5 400 MHz à 6 800 MHz	Bande allouée pour un usage futur (y compris pour RFID)

A.3.2.3 Taux de transfert de données et largeur de bande

Le choix de la fréquence de l'onde porteuse est de première importance pour déterminer les taux de transfert de données. D'une manière générale, plus la fréquence est haute, plus des taux de transfert ou des débits de sortie de données élevés peuvent être obtenus. Ceci est intimement lié à la largeur de bande (ou à l'espace occupé dans le spectre des fréquences nécessaire pour le processus de communication).

A.3.2.4 Portée et niveaux de puissance

La portée qui peut être obtenue dans un système RFID est essentiellement déterminée par:

- la puissance disponible au niveau du lecteur/interrogateur pour communiquer avec le(les) transpondeur(s);
- la puissance disponible au niveau du transpondeur pour répondre;
- les conditions d'environnement et les structures.

Bien que le niveau de puissance disponible soit le facteur déterminant de la portée, la façon et l'efficacité avec laquelle cette puissance est employée influencent également la portée. Le champ ou bien l'onde issu(e) d'une antenne s'étend dans l'espace entourant cette dernière et l'amplitude de ce champ ou de cette onde diminue en fonction de la distance. La conception de l'antenne déterminera la forme du champ fourni ou de l'onde de propagation émise, de sorte que la portée sera également influencée par l'angle sous-tendu entre le transpondeur et l'antenne.

La réponse du transpondeur est à un niveau beaucoup plus faible que le champ généré par l'interrogateur. Ceci peut nécessiter l'inclusion de circuits de détection sensibles dans l'interrogateur pour prendre en charge les signaux reçus.

A.3.3 Le système RFID

A.3.3.1 Composants du système RFID

Comme mentionné précédemment, un système RFID (voir Figure A.6) consiste en un interrogateur (parfois appelé aussi lecteur) et un transpondeur (parfois appelé aussi étiquette). Ces composants sont décrits en détails dans les paragraphes suivants.

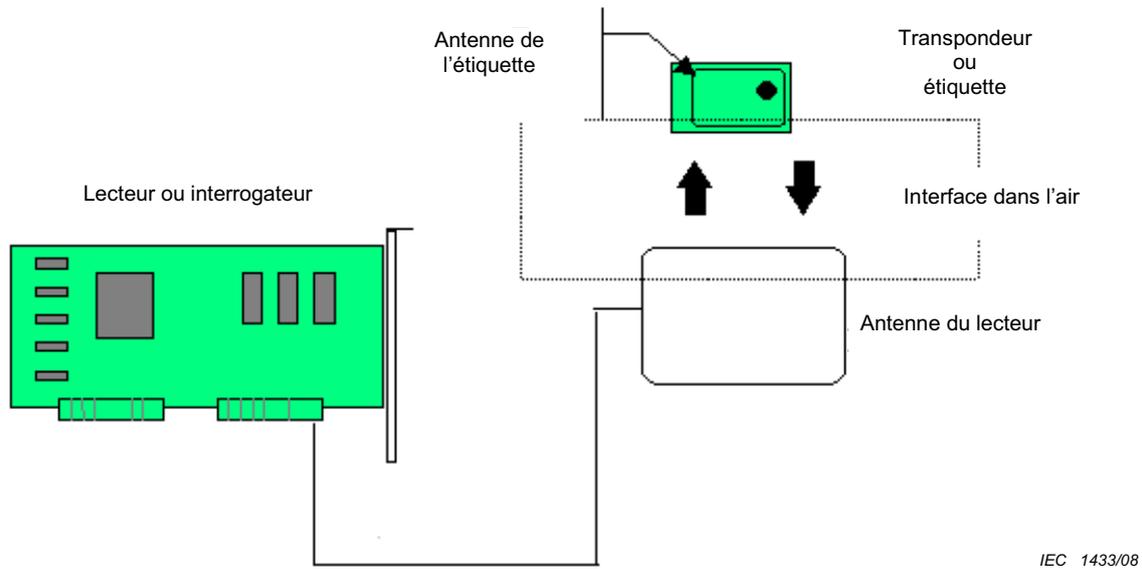


Figure A.6 – Vue générale d'un système RFID

A.3.3.2 L'interrogateur

L'interrogateur peut différer assez considérablement en complexité, cela dépend du type de transpondeur supportés et des fonctions à accomplir. Cependant, la fonction globale est de fournir les moyens de communiquer avec les transpondeurs et de faciliter le transfert de données. Les fonctions exécutées par l'interrogateur peuvent inclure un traitement du signal assez sophistiqué, la vérification des erreurs de parité et leur correction. Une fois que le signal d'un transpondeur a été correctement reçu et décodé, des algorithmes peuvent être appliqués pour décider si le signal est une transmission récurrente ou non. L'interrogateur peut alors demander au transpondeur de cesser de transmettre.

A.3.3.3 L'antenne

Pour la bande des fréquences inférieures à 30 MHz, les antennes sont la plupart du temps des bobines de forme plate, (rondes ou rectangulaires) consistant en un ou plusieurs enroulements métalliques. Typiquement, ces antennes peuvent avoir des dimensions très variables, par exemple 20 cm par 20 cm, 1 m par 2 m (portique), 2 m par 10 m ou encore plus grandes.

Pour des fréquences supérieures à 400 MHz, les antennes sont la plupart du temps un dipôle ou une antenne en forme de plaque/disque.

A.3.3.4 Le transpondeur

Le mot transpondeur est dérivé du mot anglais TRANSMitter/resPONDER (émetteur/répondeur), qui indique la fonction du dispositif. Le transpondeur répond à une interrogation émise ou communiquée concernant les données qu'il contient. Pour fonctionner les transpondeurs ont besoin de puissance, bien que les niveaux soient invariablement très faibles (des μW ou mW).

Les transpondeurs peuvent être divisés en deux catégories, soit passifs, soit actifs.

- Les transpondeurs actifs alimentés par piles sont généralement des dispositifs lecture/écriture, c'est-à-dire qu'il est possible pour l'interrogateur d'écrire de nouvelles données aussi bien que de lire les données existante stockées dans le transpondeur. En

utilisant une pile de longue durée de vie, un transpondeur actif scellé peut fonctionner pendant dix ans ou plus, en fonction des températures de fonctionnement, des cycles de lecture/écriture et de son utilisation. Les transpondeurs actifs alimentés par pile permettent une plus grande portée de communication par rapport à celle qui peut être attendue des dispositifs passifs.

- Les transpondeurs passifs fonctionnent sans source interne d'alimentation (sans pile), mais en extrayant de la puissance à partir du champ généré par l'interrogateur. Les transpondeurs passifs ont des portées de lecture plus courtes que leurs homologues actifs. En outre, elles sont limitées dans leur capacité de stocker des données et dans leur aptitude à bien fonctionner dans des environnements électromagnétiques perturbés. De plus et généralement, il n'est possible d'écrire sur un transpondeur passif que s'il est très proche. Ils ont une durée de vie électrique pratiquement indéfinie.

Les transpondeurs RFID se présentent sous une grande diversité de configurations physiques, de forme, de tailles et d'enveloppes protectrices. Les transpondeurs de repérage et de poursuite d'animaux, insérés sous la peau, peuvent être aussi petits en diamètre qu'une mine de crayon et d'une longueur de dix millimètres. Des transpondeurs peuvent avoir une forme de vis pour identifier des arbres ou des articles en bois ou une forme de carte de crédit pour une utilisation dans des applications de contrôle d'accès. Il y a des transpondeurs rectangulaires très résistants de 120 mm par 100 mm par 50 mm utilisés pour repérer et suivre les conteneurs multimodaux, les machines lourdes, les camions et les wagons de chemin de fer pour leur maintenance et des applications de poursuite.

A.3.4 Fonctionnalités RFID

A.3.4.1 Catégories de systèmes RFID

Les systèmes RFID peuvent être grosso modo regroupés en trois catégories.

A.3.4.1.1 Les systèmes portatifs de saisie de données

Les systèmes portatifs de saisie de données sont caractérisés par l'utilisation de terminaux de données portatifs avec des interrogateurs RFID intégrés et sont utilisés dans les applications où il est nécessaire d'extraire des informations d'articles étiquetés (ne se déplaçant pas, la plupart du temps), d'animaux étiquetés etc. Les terminaux d'interrogation de données portatifs capturent les données qui sont alors transmises directement à un système hôte de gestion des informations par l'intermédiaire d'une liaison de transmission de données à fréquence radio (Radio Frequency Data Communication, RFDC) ou conservées pour transmission par ligne à l'hôte, sur une base de traitement différé.

A.3.4.1.2 Les systèmes en réseau

Les applications systèmes gérées en réseau peuvent généralement être caractérisées par des interrogateurs en position fixe, déployés sur un site donné et reliés directement à un système de gestion de l'information, géré en réseau. Les transpondeurs sont fixés sur les articles mobiles ou susceptibles d'être mobiles ou sur des personnes, en fonction de l'application.

A.3.4.1.3 Les systèmes de positionnement

Le RFID peut être utilisé comme système de positionnement dans lequel les transpondeurs fournissent le moyen automatisé de repérage et de navigation pour des véhicules guidés, avec une précision de seulement quelques centimètres. Les interrogateurs sont placés sur les véhicules et reliés par l'intermédiaire d'un ordinateur embarqué et d'une liaison RFDC au système hôte de gestion de l'information. Les transpondeurs sont encastrés dans le sol, dans l'environnement d'exploitation et programmés avec les données d'identification et de localisation appropriées. L'antenne de l'interrogateur est habituellement située sous le véhicule pour permettre une proximité plus étroite avec les transpondeurs encastrés.

A.3.4.2 Secteurs d'application

Des applications potentielles de RFID peuvent être identifiées dans pratiquement chaque secteur de l'industrie, du commerce et des services où des données doivent être collectées. Des exemples d'applications typiques sont énumérés ci-dessous:

- la gestion des déchets;
- l'acheminement postal;
- la conciliation des bagages de compagnies aériennes;
- les accès contrôlés aux véhicules, aux parkings et aux installations de carburant – les installations de stockage étant typiques;
- la gestion des péages d'autoroute; la collecte automatisée des péages pour les autoroutes et les ponts;
- l'accès contrôlé du personnel aux lieux dangereux sécurisés;
- le pointage horaire et l'assiduité – pour remplacer les systèmes conventionnels de carte de pointage;
- L'étiquetage d'animaux – pour l'identification, à l'appui des programmes d'alimentation individualisés;
- L'identification automatique des outils pour les machines à commandes numériques;
- L'identification des variantes de produit et de commande de processus dans les systèmes de fabrication flexibles;
- L'enregistrement des temps dans les sports;
- La surveillance électronique à domicile des contrevenants;
- Les systèmes antivol de véhicule et anti-démarrage de voiture;
- La recherche scientifique concernant le comportement animal, les études de migration;
- La surveillance de conditions environnementales;
- Les dispositifs électroniques de traçage et de gestion de chaîne d'approvisionnement.

Annexe B (informative)

Informations pour la modélisation numérique

B.1 Introduction

Cette annexe donne certaines informations concernant la modélisation numérique. Des comparaisons ont été faites entre différents modèles et différentes méthodes, avec des degrés de corrélation variables [13, 14]. Un des éléments les plus importants contribuant aux différences, est le modèle anatomique du corps utilisé et les propriétés électriques associées. La CEI 62311 donne aussi des informations pertinentes sur la modélisation numérique.

Il existe de nombreuses méthodes de calcul différentes, dont certaines sont mentionnées dans cette annexe. Les comparaisons des résultats ont montré une bonne corrélation entre les différentes méthodes de calcul numériques.

Des modèles logiciels adéquats sont également disponibles dans le commerce; souvent ceux-ci permettent de modéliser à la fois les champs et le courant induit, avec le même logiciel. Un logiciel commercialisé de ce genre devrait convenir pour vérifier la conformité avec les restrictions de base. Le logiciel et sa méthode d'utilisation peuvent être validés par comparaison à une solution analytique dans un cas simple, tel qu'un disque de conductivité uniforme ou un cylindre stratifié ou une sphère stratifiée avec une conductivité uniforme pour chacune des couches, dans un champ magnétique uniforme. Après avoir fait la moyenne sur les cellules concernées du modèle, la densité de courant calculée numériquement devrait être en accord avec la valeur analytique déduite à mieux que 20 % près et les résultats obtenus sont en bon accord. Ceci sert de contrôle de validation du logiciel utilisé pour les calculs et peut être utilisé pour l'estimation de l'incertitude.

Il est habituellement nécessaire de valider le modèle seulement une fois. Il n'est pas nécessaire de valider à nouveau le modèle chaque fois qu'il est utilisé. Il convient que le fournisseur du logiciel fournisse les bases d'une telle validation.

B.2 Solutions théoriques

B.2.1 Densité de courant induit

Le modèle dosimétrique théorique pour la densité de courant induit suppose une boucle de courant circulaire fermée et orthogonal à un champ magnétique incident (comme montré à la Figure B.1) [15].

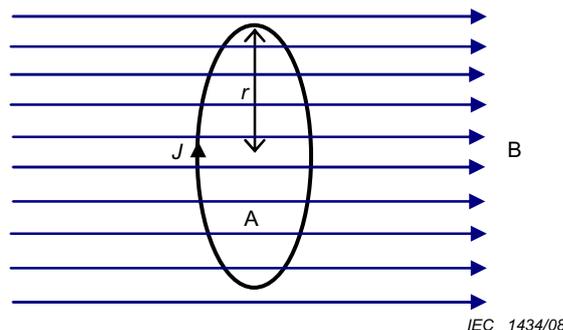


Figure B.1 – Courant induit dans une boucle

En général, on peut montrer que pour le courant induit dans une section circulaire, une bonne approximation est donnée par:

$$J = \frac{\sigma r}{2} \frac{dB}{dt} \quad (\text{B.1})$$

où:

J est la densité de courant,

σ est la conductivité du cheminement,

r est le rayon du cheminement et

B est l'intensité du champ magnétique.

Pour un champ magnétique ayant une seule composante de fréquence, ceci prend la forme simplifiée:

$$J = \pi r f B \sigma \quad (\text{B.2})$$

Pour les composantes multiples de fréquence $f_1, f_2 \dots f_N$, avec des amplitudes de champ $B_1, B_2 \dots B_N$, ceci devient:

$$J = \pi r \sum_{i=1}^N f_i B_i \sigma_i \quad (\text{B.3})$$

B.2.2 Champ électrique *in situ*

Le champ électrique dans le tissu corporel est différent de celui mesuré en l'absence d'un corps. Il est lié au courant induit dans le tissu par l'équation suivante:

$$J = \sigma E \quad (\text{B.4})$$

où

J est la densité de courant (en A m^{-2}),

σ est la conductivité du tissu corporel (en S m^{-1}),

E est le champ électrique *in situ* (en V m^{-1}).

B.2.3 Débit d'absorption spécifique (DAS)

Le débit d'absorption spécifique peut être spécifié comme une valeur moyenne sur la totalité de la masse

du corps (DAS moyen du corps entier) ou comme une valeur moyenne localisée sur un petit volume de tissu (DAS local). Certaines normes ou recommandations spécifient les deux.

Le DAS peut être déterminé à partir des grandeurs internes du corps de trois manières, comme indiqué dans l'équation suivante:

$$DAS = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{J^2}{\sigma \rho} = c_i \frac{dT}{dt} \quad (\text{B.5})$$

où

J est la densité de courant (en A m^{-2}),

σ est la conductivité du tissu corporel (en S m^{-1}),

ρ est la densité du tissu corporel (en kg m^{-3}),

c_i est la capacité calorifique spécifique du tissu corporel (en $\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$),

dT/dt est la vitesse du changement de température dans le tissu corporel (en $K s^{-1}$).

B.3 Méthodes de calcul numériques

B.3.1 Généralités

Des procédures analytiques ne peuvent être utilisées pour calculer les propriétés électromagnétiques que dans quelques cas et géométries particuliers. Pour résoudre les problèmes généraux, il faut recourir à des techniques numériques. Les procédures numériques les plus communes pour calculer les champs électromagnétiques émis par une source ou les champs internes et le débit d'absorption spécifique dans des organismes vivants, sont décrites dans les articles qui suivent.

B.3.2 Méthodes de modélisation numériques

Il existe plusieurs méthodes de calcul pour les calculs de champs, de courants induits, de puissance et de distribution de *DAS* utilisant des versions modélisées des sources et du corps, dont un certain nombre d'exemples sont mentionnés ci-après.

- méthode par transformée de Fourier rapide/gradients conjugués (FFT/CG);
- méthode des éléments finis (FEM) [16, 17, 18];
- méthode des différences finies (FDM);
- méthode domaine-temps différence-finie (FDTD) [19, 20];
- technique d'intégration finie (FIT) [21];
- méthode d'impédance [22, 23, 24];
- méthode des moments (MoM);
- méthode de différence finie de potentiel scalaire (SPFD) [25].

La technique numérique la mieux adaptée à un problème donné dépend de la bande de fréquence considérée, des structures géométriques à modéliser et du type d'exposition (champ proche ou champ lointain). Si une méthode ne figure pas dans la liste ci-dessus, elle peut néanmoins être utilisée si elle est adaptée au calcul. Certaines de ces méthodes sont disponibles dans des logiciels commerciaux.

Il convient que toute modélisation soit validée par rapport à une solution analytique ou de mesure connue. Ces validations peuvent faire partie du progiciel.

B.3.3 Calculs des champs

La plupart des méthodes listées ci-dessus peuvent être utilisées pour calculer les niveaux de champs des sources électromagnétiques. La précision des résultats dépend fortement de la qualité de la modélisation de la source (par exemple une antenne). Si des objets situés à proximité de la source, entre celle-ci et le point d'analyse, ou à proximité du point d'étude du champ, peuvent affecter significativement les niveaux de champs, ces objets doivent être aussi inclus dans le modèle.

Des validations simples des résultats peuvent être effectuées par rapport à des valeurs mesurées ou à partir de situations simples théoriques comme la variation du champ magnétique en fonction de la distance par rapport au centre d'un boucle unique.

B.3.4 Calculs d'exposition

Du fait de la difficulté de mesurer le *DAS* moyen du corps entier ou le *DAS* crête local dans beaucoup de situations d'exposition, des calculs numériques sont souvent nécessaires. Plusieurs des techniques numériques mentionnées ci-dessus peuvent être utilisées pour l'estimation de la distribution du débit d'absorption spécifique dans un tissu biologique exposé

à un rayonnement, soit en champ proche, soit en champ lointain, par exemple la méthode domaine-temps différence-finie (FDTD) ou la méthode des moments.

Ceci s'applique aussi à la densité de courant induit ou aux champs électriques *in situ* pour les fréquences plus basses. Les méthodes ci-dessus peuvent aussi être appliquées pour ces calculs, par exemple la méthode domaine-temps différence-finie (FDTD) ou les méthodes d'impédance.

Lorsqu'on utilise des codes logiciels RF à des fréquences jusqu'à 5 MHz, l'exposition est effectivement quasi-statique. Ceci signifie qu'il y a une variation minimale de phase sur l'espace occupé par le modèle et donc que l'on peut l'ignorer, ce qui simplifie les calculs. Dans ce cas, l'application d'une méthode de mise à l'échelle des fréquences [26] est possible.

Pour toute source magnétique à évaluer à une fréquence f , le calcul peut être réalisé à une fréquence plus élevée f' (inférieure à 5 MHz pour garantir le caractère quasi-stationnaire du champ). Pour ce calcul, la conductivité électrique $\sigma(f)$ du tissu doit être prise en compte pour la fréquence f (et non pour f'). Ce calcul conduit au champ électrique E' à la fréquence f' . Puis, en mettant le champ électrique à l'échelle par:

$$\bar{E}(\vec{r}) = f/f' \cdot \bar{E}'(\vec{r}) \quad (\text{B.6})$$

les valeurs pour la fréquence étudiée (f) peuvent être déterminées. Finalement, la densité de courant électrique peut être évaluée en appliquant la loi d'Ohm:

$$J(\vec{r}) = \sigma(f) \cdot E(\vec{r}) \quad (\text{B.7})$$

Certains logiciels disponibles dans le commerce permettent des calculs à des fréquences plus élevées avec des résultats qui sont transformés à des fréquences plus basses, ce qui permet des temps de calcul numérique plus courts.

Définir quelle est la technique numérique la mieux adaptée à un problème donné dépend par exemple de la fréquence, des conditions d'exposition, de la taille de l'objet exposé, de la précision requise et du temps de calcul maximal acceptable. Pour utiliser l'un de ces modèles pour un calcul d'exposition, un modèle géométrique tri dimensionnel du corps exposé ou de la partie du corps, est nécessaire. Les propriétés électriques à la fréquence d'exposition doivent être connues pour les différentes parties du corps. Selon la précision requise, des modèles de complexité différente peuvent être utilisés. Dans certaines situations, des formes simples comme des sphères et des cylindres sont appropriées pour modéliser le corps. En utilisant des images de résonance magnétique (MR) d'un corps humain, des modèles numériques très complexes et précis du corps peuvent être développés. Des modèles MR avec différents types de tissu et une résolution spatiale inférieure à quelques millimètres ont été créés.

B.4 Modèles homogènes du corps

B.4.1 Généralités

Des modèles homogènes du corps sont très utiles pour analyser une exposition. Ils sont plus simples et l'exposition peut être évaluée en utilisant des outils numériques moins complexes. De plus, il existe généralement une solution analytique pour le modèle dans un champ uniforme, qui peut être utilisé pour valider les techniques et modèles numériques. L'un de ces modèles homogènes du corps peut être utilisé pour valider la méthode globale d'évaluation avant d'y introduire un modèle plus complexe comprenant plusieurs tissus anatomiques du corps, en vue d'obtenir des résultats plus détaillés.

En général, des modèles plus grands fournissent des résultats allant dans le sens de la sécurité (surestimation plus grande) aux fréquences plus basses parce que les courants induits maximaux sont prépondérants aux bords externes du modèle, perpendiculairement au champ appliqué. L'impédance sélectionnée pour le modèle homogène affecte aussi le courant induit.

Des modèles sous forme de disque ou de sphéroïde sont inclus car ils sont d'une utilisation très courante. Un modèle cubique est aussi inclus car il est très simple à construire et répond aux grilles de mesure du Tableau 1 et de la Figure 1 (voir Article 4), et qu'il fournit une surestimation en comparaison du modèle sphéroïde de taille équivalente.

Les tailles des modèles sont sélectionnées pour répondre aux grilles de mesures du Tableau 1 et de la Figure 1.

B.4.2 Modèles disques

B.4.2.1

Le modèle en forme de disque simple (Figure B.2 et Tableau B.1) est un modèle facile à utiliser. Il est particulièrement utile comme modèle de validation pour des logiciels et des solutions de modélisation plus complexes, parce qu'il peut être analysé d'un point de vue théorique.

B.4.2.2 Dimensions du disque modèle

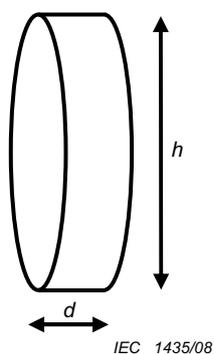


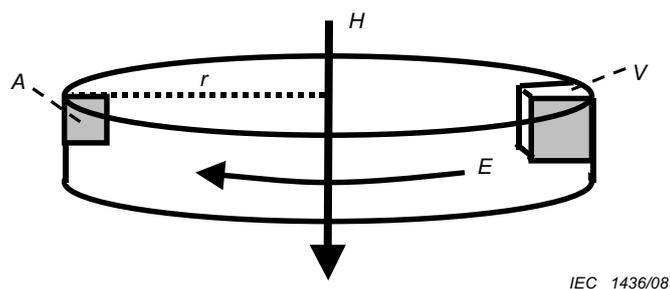
Tableau B.1 – Dimensions du modèle disque de la Figure B.2

	Torse	Tête
h (cm)	60 cm	30 cm
d (cm)	> 4 cm	> 4 cm

Figure B.2 – Modèle disque

B.4.2.3 Comparaison des résultats calculés numériquement et des résultats analytiques utilisant le modèle disque

La Figure B.3 montre la configuration d'un modèle disque homogène dans un champ uniforme H . La solution analytique pour le champ électrique induit E , la densité de courant J et le débit d'absorption spécifique DAS dans le cylindre peut être obtenue à partir des équations suivantes.



IEC 1436/08

Figure B.3 – Modèle disque pour fin de validation

$$E(r) = \pi f r \mu_0 H \quad (\text{B.8})$$

$$J(r) = \sigma E(r) \quad (\text{B.9})$$

$$DAS(r) = \frac{\sigma E^2(r)}{\rho} \quad (\text{B.10})$$

où

r est la coordonnée radiale,

f est la fréquence du champ appliqué,

σ est la conductivité,

ρ est la densité massique,

μ_0 est la perméabilité de l'espace libre.

Le champ électrique maximal apparaît au bord du disque. Dans cet exemple, la densité de courant est moyennée sur une aire A , perpendiculaire au courant, et le débit d'absorption spécifique est moyenné sur un volume V pour une masse appropriée, conformément aux recommandations ou normes utilisées pour les valeurs limites. Le DAS moyen du corps entier est déterminé par intégration du débit d'absorption spécifique sur toute la structure.

B.4.3 Modèles cubiques

B.4.3.1 Généralités

Un modèle plus adapté que le disque pour les champs non uniformes dans les trois dimensions, est le cube (Figure B.4 et Tableau B.3). C'est aussi un modèle facile à utiliser.

B.4.3.2 Dimensions du modèle cubique

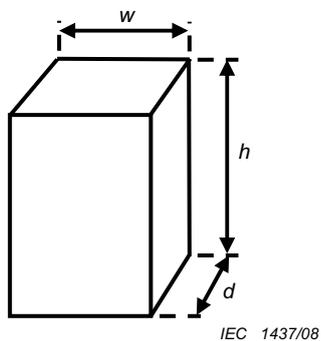


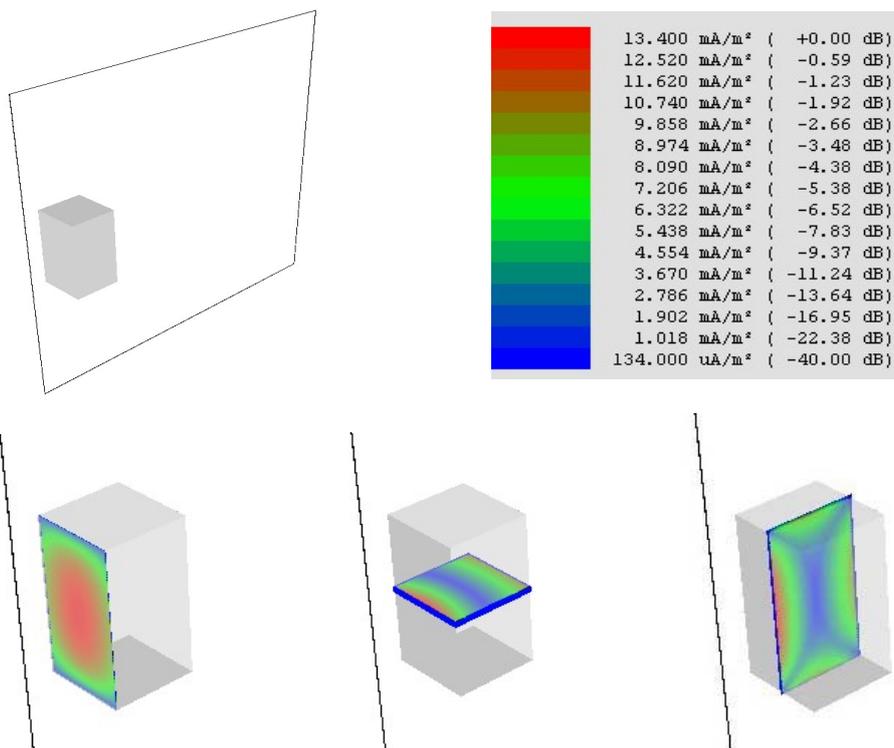
Tableau B.2 – Dimensions du modèle cubique de la Figure B.4

	Torse	Tête
<i>h</i> (cm)	60 cm	30 cm
<i>w</i> (cm)	30 cm	20 cm
<i>d</i> (cm)	30 cm	20 cm

Figure B.4 – Modèle cubique

B.4.3.3 Courant induit dans un modèle cubique par une grande boucle de courant

L'exemple de la Figure B.5 ci-dessous montre le courant induit par une grande boucle unique parcourue par un courant de 8 A crête-crête dans un modèle cubique avec $\sigma = 0,1 \text{ Sm}^{-1}$.



IEC 1438/08

Figure B.5 – Exemple de modèle cubique montrant le courant induit en trois dimensions

B.4.4 Modèles sphéroïdes

B.4.4.1 Généralités

Les modèles sphéroïdes sont largement utilisés pour l'évaluation d'exposition.

Une solution analytique pour des modèles sphéroïdes en basses fréquences est donnée dans un rapport (Technology Trend Assessment No.1 [27]). La solution est basée sur l'utilisation d'une section du sphéroïde perpendiculaire au champ H appliqué pour donner une valeur de densité de courant induit moyennée sur la section et ensuite intégrée sur le volume.

Le courant induit dans le modèle sphéroïde par un champ uniforme augmente avec la taille du modèle basée sur le rayon d'une sphère ou sur la dimension de l'axe secondaire d'un ellipsoïde. Le courant induit croît quand l'axe principal croît en proportion de l'axe secondaire, mais cet effet est moins significatif. Dans le Technology Trend Assessment, on en conclut que pour un rapport de l'axe principal sur l'axe secondaire supérieur à 2,8, il y a peu de variation du courant induit pour une augmentation de l'axe principal [27].

Dans la IEEE Std C95.6, l'IEEE utilise diverses tailles de sphéroïde en fonction de la taille et de la forme de la partie du corps à modéliser [28]. L'axe secondaire varie de 9 cm à 20 cm, ce qui correspond respectivement aux valeurs de 18 cm et 40 cm de la distance d , dans la Figure B.6.

L'impédance sélectionnée pour le modèle homogène affecte aussi directement le courant induit.

L'un des modèle de corps les plus utilisés est le sphéroïde solide homogène avec des dimensions proportionnelles hauteur/diamètre de 2:1. Différents jeux d'exigences d'exposition utilisent différentes tailles de sphéroïde dans la détermination de leurs valeurs. Un modèle approprié pour l'évaluation de l'exposition à un équipement couvert par la présente norme est donné en Figure B.6 et au Tableau B.3 ci-dessous.

B.4.4.2 Dimensions du modèle sphéroïde

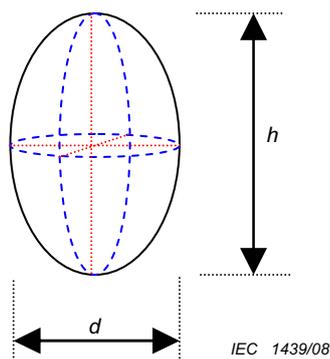


Tableau B.3 – Dimensions du sphéroïde allongé de la Figure B.6

	Torse	Tête
h (cm)	60 cm	30 cm
d (cm)	30 cm	20 cm

Figure B.6 – Sphéroïde allongé

B.4.4.3 Comparaison des courants induits modélisés en utilisant différentes tailles de sphéroïdes allongés

Cet article présente une évaluation du courant induit pour trois tailles différentes de sphéroïdes allongés pleins: 60 cm par 30 cm, 120 cm par 60 cm et 160 cm par 80 cm, dimensions hors tout en largeur et en hauteur. La modélisation a été effectuée en utilisant le logiciel FEM, disponible dans le commerce.

Le champ uniforme a été simulé en utilisant des bobines qui étaient grandes par rapport aux sphéroïdes allongés considérés. Un très grand ensemble de bobines de Helmholtz, de 5 m^2 , a été utilisé pour fournir un champ magnétique uniforme à la fréquence de 58 kHz. Le degré d'uniformité du champ magnétique de l'ordre de 1 % ou moins. La Figure B.7 montre la géométrie des bobines de Helmholtz et du sphéroïde allongé. Certains des logiciels disponibles dans le commerce possèdent une fonction intégrée pour générer des champs uniformes, et dans ce cas la création d'un tel montage de bobines de Helmholtz n'est pas nécessaire pour dupliquer les résultats.

Les résultats montrés aux Figures B.8 à B.13 sont donnés à la fois pour le champ magnétique généré et pour la densité de courant induit résultante, en utilisant une conductivité de $0,2 \text{ Sm}^{-1}$. Les valeurs ne sont pas spécifiques à un appareil particulier ou à des exigences d'exposition particulières. Le rapport entre les résultats montre comment la modélisation peut être faite en utilisant une taille de sphéroïde et être ensuite convertie pour une autre taille, en utilisant un facteur multiplicatif.

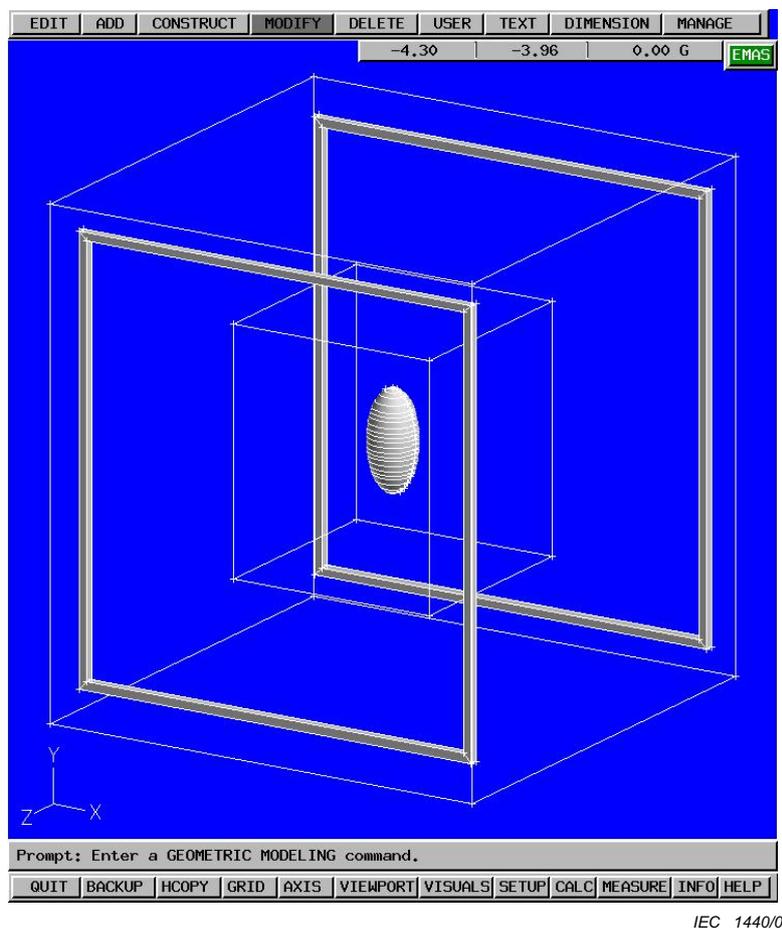
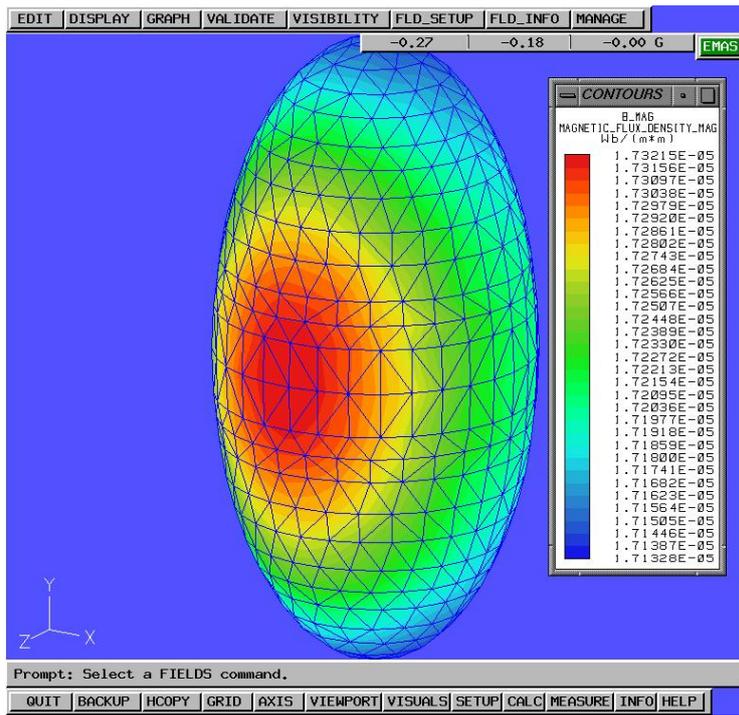
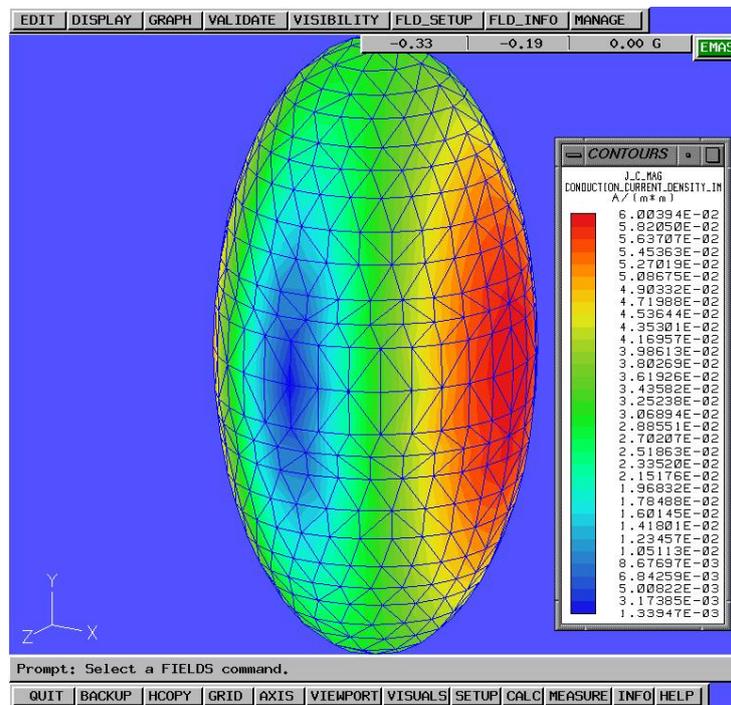


Figure B.7 – Bobines de Helmholtz et sphéroïde allongé



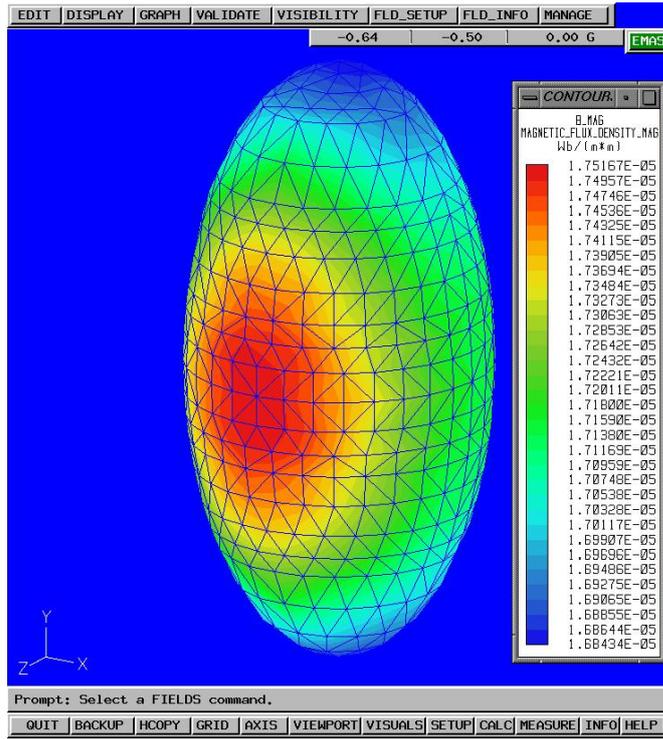
IEC 1441/08

Figure B.8 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 60 cm par 30 cm (champ magnétique)



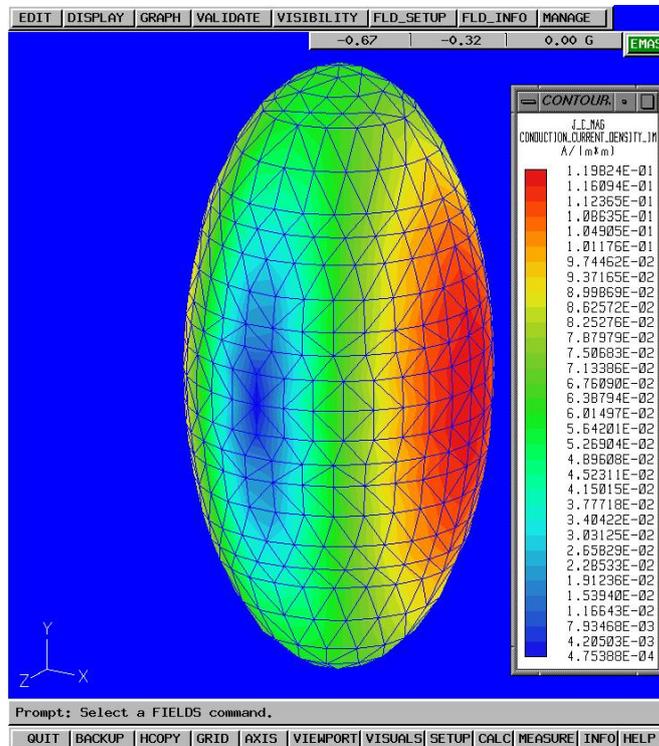
IEC 1442/08

Figure B.9 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 60 cm par 30 cm (densité de courant induit)



IEC 1443/08

Figure B.10 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 120 cm par 60 cm (champ magnétique)



IEC 1444/08

Figure B.11 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 120 cm par 60 cm (densité de courant induit)

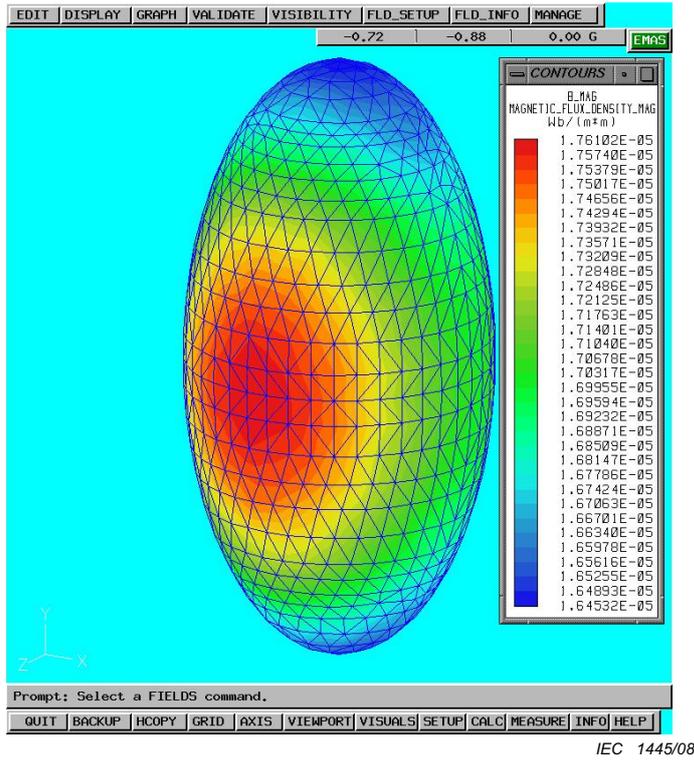


Figure B.12 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 160 cm par 80 cm (champ magnétique)

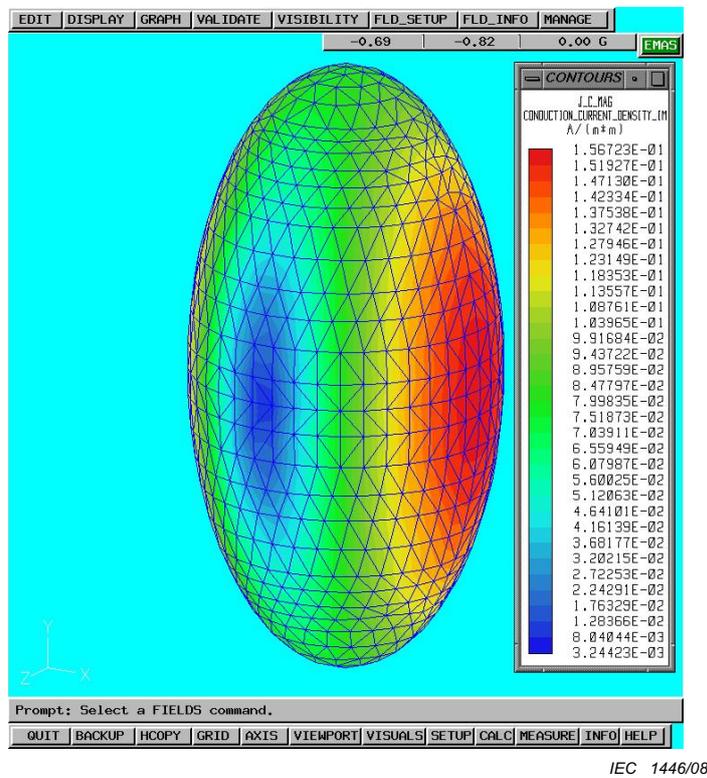


Figure B.13 – Résultats pour le sphéroïde allongé de 160 cm par 80 cm (densité de courant)

En général, un facteur de conversion général, P , peut être obtenu en prenant le rapport de la racine carrée de la surface de l'ellipse correspondant à la section transversale maximale du nouveau sphéroïde avec celle qui est décrit dans cette norme.

$$P = \frac{\sqrt{\pi ab}}{\sqrt{\pi hd}} \tag{B.11}$$

où

h est la hauteur du sphéroïde/ellipse utilisé(e) dans cette norme;

d est la largeur du sphéroïde/ellipse utilisé(e) dans cette norme;

a est la hauteur du sphéroïde/ellipse prescrit(e) dans un but de comparaison;

b est la largeur du sphéroïde/ellipse prescrit(e) dans un but de comparaison;

L'utilisation de cette formule convient avec un rapport hauteur/largeur de 2:1. Elle surestime les courants lorsqu'elle est utilisée avec des rapports hauteur/largeur supérieurs à 2:1. Il convient d'être prudent pour les rapports hauteur/largeur inférieurs à 2:1, car il en résultera une sous-estimation.

Tableau B.4 – Résumé des résultats

Taille du sphéroïde allongé	Champ magnétique maximum (utilisé dans le modèle) μT	Densité de courant induit maximale $\text{mA}\cdot\text{m}^{-2}$	Rapport entre 60 cm et 30 cm
60 cm par 30 cm	17,3	60,0	1,0
120 cm par 60 cm	17,5	119,8	2,0
160 cm par 80 cm	17,6	156,7	2,6

B.4.5 Modèle homogène de la forme humaine

B.4.5.1 Dimensions du modèle homogène de la forme humaine

Une forme plus proche de l'être humain est donnée à la Figure B.14. La hauteur à partir du sol doit être fixée à 232 mm, ce qui donne une hauteur totale de 1 760 mm.

B.4.5.2 Exemple d'une forme humaine homogène dans un champ magnétique uniforme

Un champ magnétique uniforme $B = 100 \mu\text{T}$ à $f = 50 \text{ Hz}$ est appliqué à un modèle homogène du corps (Figure B.15) de conductivité $\sigma = 0,37 \text{ S/m}$. L'exemple est calculé en utilisant la méthode des moments.

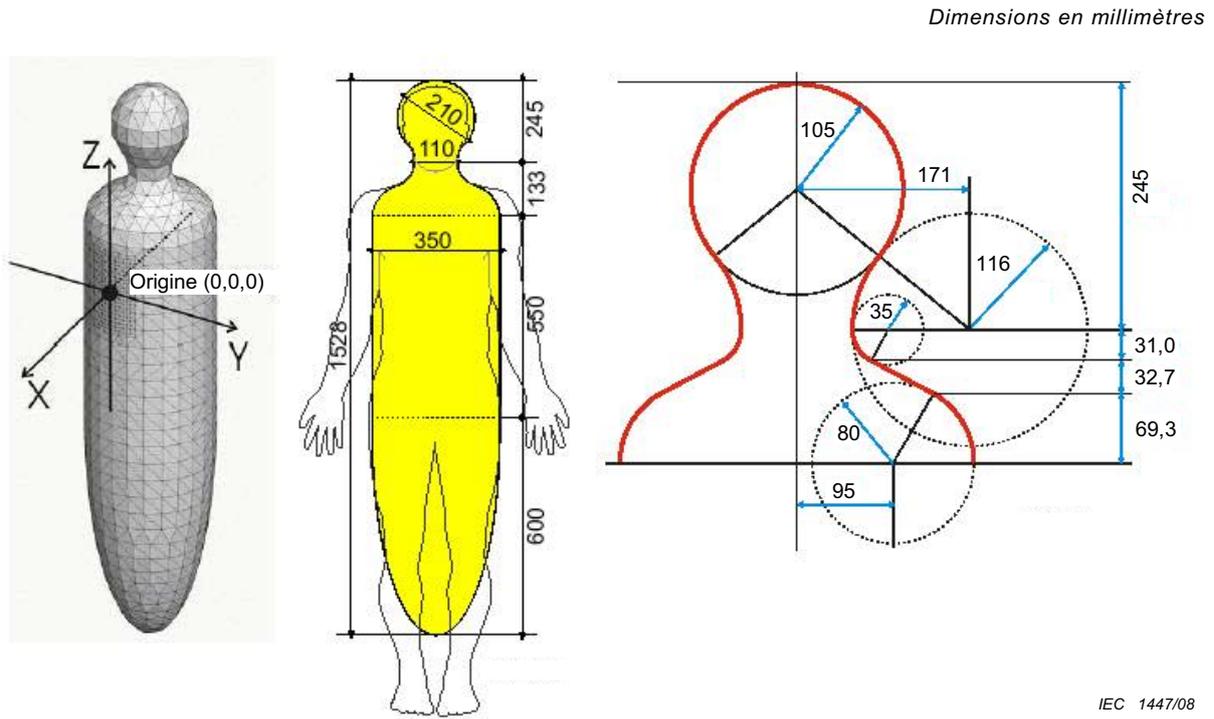


Figure B.14 – Modèle de forme du corps humain

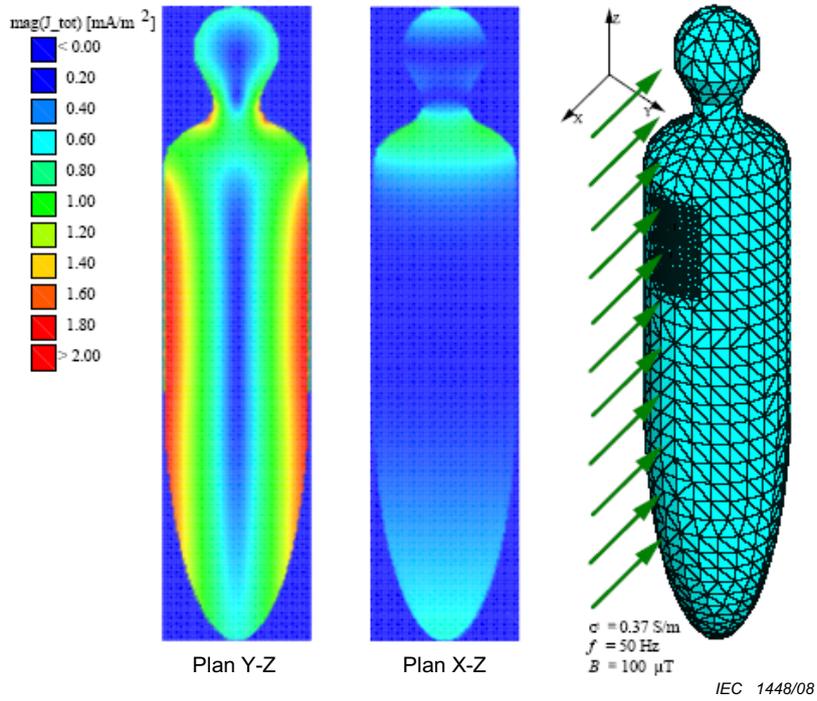


Figure B.15 – Forme humaine homogène (Courant induit)

B.4.6 Modèle homogène de la main

Certaines exigences d'exposition incluent la nécessité d'évaluer l'exposition des extrémités. Dans le cas de l'équipement couvert par la présente norme, le plus usuel est celui de la main. Un modèle approprié et ses dimensions sont donnés à la Figure B.16.

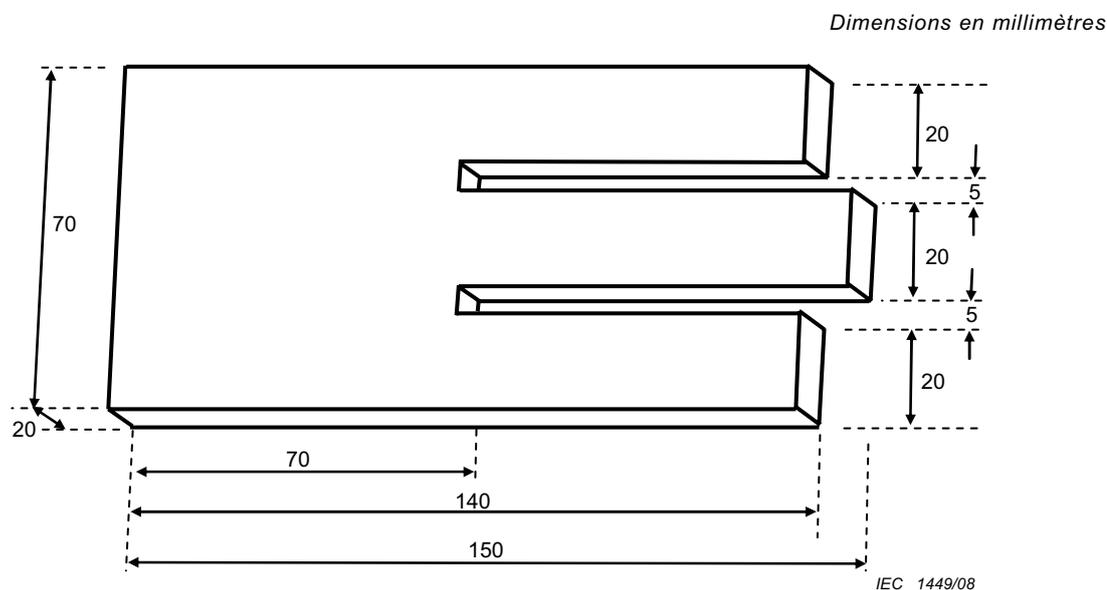


Figure B.16 – Modèle de la main homogène

B.5 Modèles anatomiques

Au fil des ans, il a été proposé plusieurs méthodes informatiques de calcul des densités de courants induits et des distributions du DAS, basées sur des modèles de corps humain anatomiquement hétérogènes [29, 30, 31, 32, 33].

La Commission Internationale pour la Protection Radiologique a défini un «homme normalisé» mesurant 1,76 m. Sur cette base, des modèles conformes aux critères figurant ci-dessous sont appropriés.

- hauteur (du dessus de la tête à la base des talons): 1,76 m \pm 8 %;
- forme humaine typique;
- représentativité de la structure non homogène du corps humain;
- propriétés diélectriques réalistes des tissus;
- résolution de données de pas inférieure ou égale à 10 mm.

Un certain nombre de modèles anatomiques du corps sont employés. Ils sont basés sur des données d'imagerie médicale ou de représentations/images de coupes anatomiques transversales et sont représentatives d'un humain homme. Les ensembles de données réels peuvent être adaptés pour satisfaire aux critères ci-dessus. Pour les conditions d'exposition locales, il est aussi acceptable de ne modéliser que la partie ou les parties du corps spécifiquement concernée(s).

Des exemples de modèles de corps sont décrits dans les références de la bibliographie et quelques uns sont listés dans le Tableau B.5. Plusieurs d'entre eux sont spécifiques à l'institution ou à l'auteur, mais ils sont tous appropriés pour une utilisation si les critères ci-dessus sont remplis. Les références à ces derniers ou à l'organisation qui en est responsable, n'indiquent pas quels sont les modèles qui sont les plus appropriés ou les plus précis. Les paramètres et la taille du voxel du modèle peuvent contribuer à d'importantes incertitudes, c'est pourquoi la plupart des modèles sont redimensionnés pour correspondre à l'homme standard.

Tableau B.5 – Exemples de modèles anatomiques

Modèle	Description	Source
Visible Man	L'ensemble des données «Visible Man» est le premier résultat du projet «Visible Human Project». C'est un jeu de données constitué d'images numériques de l'ensemble d'un humain mâle et consiste en des balayages de radiodiagnostic par tomodensitométrie et par résonance magnétique, ainsi que des images provenant de coupes cryogéniques.	National Library of Medicine, 8600 Rockville Pike, Bethesda, Maryland, USA.
MEET Man	C'est une version du jeu de données du «Visible Man» traitées pour obtenir un ensemble de données sous forme de voxels, qui a été ensuite segmenté et classé en 40 types différents de tissu.	Institute of Biomedical Engineering, University of Karlsruhe, Kaiserstrasse 12, D-76128 Karlsruhe, Germany
Hugo	Ce jeu de données anatomiques, en volume 3D et en surface, est également basé sur les informations du Visible Man. Les données sont actuellement classées par catégories en 40 types de tissu. Les données sont créées sous différentes formes, y compris un ensemble de voxel, utile pour la dosimétrie	ViewTec, Schaffhauserstrasse 466, CH-8052 Zürich, Switzerland.
Norman	Ce modèle est un réseau 3D de voxels, dont chacun contient les informations sur son type particulier de tissu (ou d'air). Il est basé sur des données d'imagerie médicale et a été classé par catégories en 37 types différents de tissu et redimensionné pour correspondre à l'homme standard de l'ICRP66.	Health Protection Agency Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards (was NRPB), Chilton, Didcot, Oxfordshire, OX11 0RQ UK.
University of Utah	Ce modèle de voxels, basé sur l'anatomie du corps humain, a été obtenu à partir de balayages MRI d'un volontaire masculin. Il comprend 31 types de tissu et est redimensionné pour correspondre à l'homme standard de l'ICRP66.	Department of Electrical and Computer Engineering University of Utah 50 S. Central Campus Drive Salt Lake City, UT 84112-9206
University of Victoria	C'est un modèle à base de voxels, classé par catégories, avec 128 tissus différents.	Department of Electrical and Computer Engineering, University of Victoria, Victoria, B.C., Canada, V8W 3P6.
Modèles home et femme japonais	Ces modèles de voxels, basés sur l'anatomie du corps humain ont été obtenus par des balayages MRI de volontaires japonais des deux sexes. La taille moyenne de la population japonaise a été prise en compte lors de la sélection des volontaires. Les deux modèles sont segmentés en voxels de 2 mm et classés en 51 types de tissus différents	National Institute of Information and Telecommunications (NICT), 4-2-1, Nukuikitamachi, Koganei, Tokyo 184-8795, Japan

NOTE Ce sont des exemples de modèles anatomiques qui peuvent être utilisés. La référence à ces modèles ou aux institutions qui en sont responsables ne signifie pas qu'ils sont plus appropriés ou plus précis que d'autres modèles.

Un exemple disponible pour le public est le «Visible Human Project» de la «National Library of Medicine», Bethesda, MD, USA [34, 35, 36]. Il existe des ensembles de données disponibles dans le commerce basé sur le «Visible Human Project».

B.6 Propriétés électriques des tissus

B.6.1 Généralités

Plusieurs recherches ont été effectuées sur les caractéristiques électriques des divers types de tissu [37, 38, 39, 40]. Dans la plupart des cas, elles ont été publiées pour des fréquences ou des bandes de fréquences spécifiques. Il a été mis en évidence que ces propriétés changent avec la fréquence et les valeurs ont été interpolées entre les fréquences et les types de tissu, lors de la modélisation. Il est également possible que d'autres interpolations et/ou intégrations de valeurs des propriétés soient nécessaires pour correspondre exactement à la caractérisation du tissu de modèles anatomiques particuliers.

En 1995 et 1996, Gabriel et d'autres ont fait une large évaluation des articles et des rapports publiés. Le travail comprenait de nouvelles mesures, une comparaison avec la documentation existante et un algorithme pour calculer les propriétés des tissus dans une large bande de fréquences [41, 42, 43, 44]. Ce travail est généralement reconnu comme étant le travail le plus complet sur le sujet, à la date de parution de cette norme. Une part importante du travail de modélisation actuel utilise ces valeurs comme base, les complétant, le cas échéant, avec des informations provenant des travaux précédents. Les incertitudes deviennent plus grandes aux extrémités de la bande de fréquences et ceci doit être pris en compte.

Cependant, le travail continue dans ce domaine, ce qui peut apporter de nouveaux résultats dans l'avenir.

A noter que certains types de tissu sont anisotropes (c'est-à-dire qu'ils ont des propriétés différentes dans différentes directions). Toutefois, il n'est pas toujours possible de modéliser cet effet, alors une valeur moyenne (ou similaire) est utilisée dans le modèle.

B.6.2 Valeurs des propriétés électriques des tissus

Les tableaux de valeurs donnés dans les Tableaux B.6 et B.7 ont été obtenus à partir des calculs effectués par le «Electromagnetic Wave Research Institute» (Institut de recherches sur les ondes électromagnétiques) du «Italian National Research Council (Conseil de recherches national italien) [45]», basé sur les algorithmes donnés dans le rapport Gabriel à Brooks AFB. Ces tableaux donnent des valeurs à titre d'exemple, qui peuvent être utilisées ou interpolées dans un but de modélisation numérique. Des valeurs plus précises, à des fréquences spécifiques, peuvent également être obtenues à partir des références citées ou des travaux de nature similaire.

Tableau B.6 – Conductivité des types de tissu

Fréquence	Conductivité (S/m)									
	10 Hz	100 Hz	1 kHz	10 kHz	100 kHz	1 MHz	10 MHz	100 MHz	1 GHz	10 GHz
Type de tissu										
Air	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Aorte	0,25	0,28	0,31	0,31	0,32	0,33	0,34	0,46	0,73	9,13
Vessie	0,20	0,21	0,21	0,21	0,22	0,24	0,27	0,29	0,40	3,78
Sang	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	0,82	1,10	1,23	1,58	13,13
Os (corps spongieux)	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08	0,09	0,12	0,17	0,36	3,86
Os (périoste)	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,04	0,06	0,16	2,14
Os (moelle)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,02	0,04	0,58
Cerveau (substance grise)	0,03	0,09	0,10	0,11	0,13	0,16	0,29	0,56	0,99	10,31
Cerveau (substance blanche)	0,03	0,06	0,06	0,07	0,08	0,10	0,16	0,32	0,62	7,30
Graisse des seins	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,05	0,74
Cartilage	0,16	0,17	0,17	0,18	0,18	0,23	0,37	0,47	0,83	9,02
Cervelet	0,05	0,11	0,12	0,13	0,15	0,19	0,38	0,79	1,31	9,77
Fluide cérébro-spinal	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,11	2,46	15,38
Cervix	0,30	0,41	0,52	0,54	0,55	0,56	0,63	0,74	0,99	10,05
Colon	0,01	0,12	0,23	0,24	0,25	0,31	0,49	0,68	1,13	11,49
Cornée	0,41	0,42	0,42	0,44	0,50	0,66	0,87	1,04	1,44	11,33
Duodénum	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,58	0,78	0,90	1,23	13,31
Dure-mère	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,50	0,54	0,74	0,99	8,58
Blanc de l'œil	0,50	0,50	0,50	0,51	0,52	0,62	0,80	0,90	1,21	11,31
Graisse	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,04	0,05	0,59
Vésicule biliaire	0,90	0,90	0,90	0,90	0,90	0,90	0,90	1,01	1,29	12,53
Bile	1,40	1,40	1,40	1,40	1,40	1,40	1,40	1,54	1,88	15,36
Cœur	0,05	0,09	0,11	0,15	0,22	0,33	0,50	0,73	1,28	11,84
Reins	0,05	0,10	0,11	0,14	0,17	0,28	0,51	0,81	1,45	11,57
Cristallin	0,31	0,32	0,33	0,34	0,34	0,37	0,52	0,60	0,82	9,26
Foie	0,03	0,04	0,04	0,05	0,08	0,19	0,32	0,49	0,90	9,39
Poumons (expiration)	0,20	0,21	0,22	0,24	0,27	0,33	0,44	0,56	0,90	10,12
Poumons (inspiration)	0,04	0,07	0,08	0,09	0,11	0,14	0,23	0,31	0,47	4,21
Membrane muqueuse	0,00	0,00	0,00	0,00	0,07	0,22	0,37	0,52	0,88	8,95
Muscles	0,20	0,27	0,32	0,34	0,36	0,50	0,62	0,71	0,98	10,63
Nerfs	0,02	0,03	0,03	0,04	0,08	0,13	0,22	0,34	0,60	6,03
Œsophage	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,58	0,78	0,90	1,23	13,31
Ovaires	0,31	0,32	0,32	0,33	0,34	0,36	0,46	0,75	1,34	9,82
Pancréas	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,60	0,72	0,79	1,08	12,13
Prostate	0,41	0,42	0,42	0,43	0,44	0,56	0,78	0,91	1,25	12,38
Peau (sèche)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,01	0,20	0,49	0,90	8,01
Peau (humide)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,07	0,22	0,37	0,52	0,88	8,95
Intestin grêle	0,51	0,52	0,53	0,56	0,59	0,86	1,34	1,66	2,22	12,69
Moelle épinière	0,02	0,03	0,03	0,04	0,08	0,13	0,22	0,34	0,60	6,03
Rate	0,04	0,10	0,10	0,11	0,12	0,18	0,51	0,80	1,32	11,38
Estomac	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,58	0,78	0,90	1,23	13,31
Tendons	0,25	0,30	0,38	0,39	0,39	0,39	0,41	0,49	0,76	10,34
Testicules	0,41	0,42	0,42	0,43	0,44	0,56	0,78	0,91	1,25	12,38
Thymus	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,60	0,72	0,79	1,08	12,13
Thyroïde	0,51	0,52	0,52	0,53	0,54	0,60	0,72	0,79	1,08	12,13
Langue	0,26	0,27	0,27	0,28	0,29	0,39	0,57	0,67	0,98	11,08
Trachée	0,30	0,30	0,30	0,31	0,34	0,37	0,46	0,55	0,80	8,54
Utérus	0,20	0,29	0,49	0,51	0,53	0,56	0,75	0,94	1,31	12,49
Vide	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Humeur vitreuse	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,67	15,13

Tableau B.7 – Permittivité relative de types de tissu

Fréquence	100 kHz	1 MHz	10 MHz	100 MHz	1 GHz	10 GHz
Type de tissu						
Air	1	1	1,0	1,0	1,0	1,0
Aorte	930	218	109,5	59,8	44,6	32,7
Vessie	1 231	343	51,5	22,7	18,9	14,0
Sang	5 120	3026	280,0	76,8	61,1	45,1
Os (Corps spongieux)	472	249	70,8	27,6	20,6	12,7
Os (Périoste)	228	145	36,8	15,3	12,4	8,1
Os (Moelle)	111	40	19,3	6,5	5,5	4,6
Cerveau (Substance Grise)	3 222	860	319,7	80,1	52,3	38,1
Cerveau (Substance blanche)	2 108	480	175,7	56,8	38,6	28,4
Graisse des seins	71	24	7,9	5,7	5,4	3,9
Cartilage	2 572	1 391	179,3	55,8	42,3	25,6
Cervelet	3 515	1 141	464,7	89,8	48,9	34,6
Fluide cérébro-spinal	109	109	108,6	88,9	68,4	52,4
Cervix	1 751	448	179,7	60,3	49,6	37,7
Colon	3 722	1 679	271,5	81,8	57,5	41,9
Cornée	10 567	2 878	259,4	76,0	54,8	40,3
Duodénum	2 861	1 678	246,4	77,9	64,8	48,9
Dure-mère	326	253	194,9	60,5	44,2	33,0
Blanc de l'œil	4 745	2 178	208,3	67,9	55,0	41,5
Graisse	93	27	13,8	6,1	5,4	4,6
Vésicule biliaire	107	100	98,8	79,0	59,0	47,2
Bile	120	120	119,5	95,0	70,0	55,9
Cœur	9 846	1 967	293,5	90,8	59,3	42,2
Reins	7 652	2 251	371,2	98,1	57,9	40,3
Cristallin	2 068	1 227	176,1	55,1	46,4	35,4
Foie	7 499	1 536	223,1	69,0	46,4	32,5
Poumons (Expiration)	5 145	1 171	180,3	67,1	51,1	38,0
Poumons (Inspiration)	2 581	733	123,7	31,6	21,8	16,1
Membrane muqueuse	15 357	1 833	221,8	66,0	45,7	33,5
Muscles	8 089	1 836	170,7	66,0	54,8	42,8
Nerfs	5 133	926	155,1	47,3	32,3	23,8
Oesophage	2 861	1 678	246,4	77,9	64,8	48,9
Ovaires	1 942	678	293,6	87,2	49,8	32,8
Pancréas	3 301	1 433	162,7	68,8	59,5	45,2
Prostate	5 717	2 683	246,9	75,6	60,3	45,2
Peau (sèche)	1 119	991	361,7	72,9	40,9	31,3
Peau (humide)	15 357	1 833	221,8	66,0	45,7	33,5
Intestin grêle	13 847	5 676	488,5	96,5	58,9	42,0
Moelle épinière	5 133	926	155,1	47,3	32,3	23,8
Rate	4 222	2 290	440,5	90,7	56,6	40,6
Estomac	2 861	1 678	246,4	77,9	64,8	48,9
Tendons	472	160	103,2	53,9	45,6	29,3
Testicules	5 717	2 683	246,9	75,6	60,3	45,2
Thymus	3 301	1 433	162,7	68,8	59,5	45,2
Thyroïde	3 301	1 433	162,7	68,8	59,5	45,2
Langue	4 746	2 178	208,3	67,9	55,0	41,5
Trachée	3 735	775	146,1	53,0	41,8	31,1
Utérus	3 411	1 168	321,6	80,0	60,8	45,3
Vide	1	1	1,0	1,0	1,0	1,0
Humeur vitreuse	98	84	70,0	69,1	68,9	57,9

B.6.3 Conductivités approchées pour la modélisation homogène aux basses fréquences

Pour les modèles homogènes du corps, les propriétés électriques peuvent être sélectionnées dans les Tableaux B.6 et B.7 pour les tissus à étudier. Autrement, elles peuvent être extraites à partir des valeurs approchées de la Figure B.17.

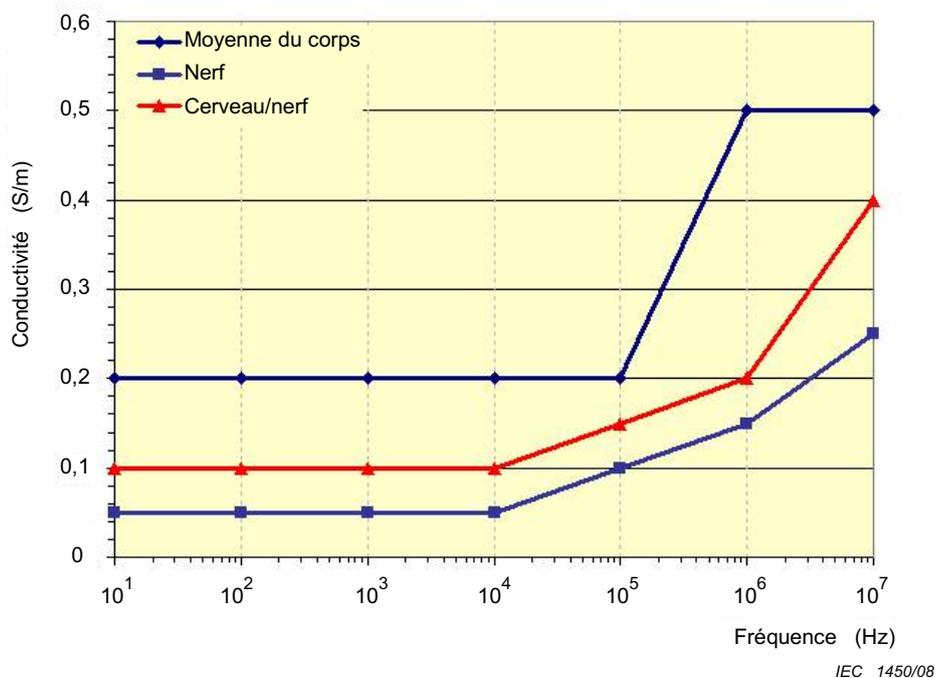


Figure B.17 – Conductivités approchées pour la modélisation BF du corps homogène

B.6.4 Incertitudes

Les travaux à l'origine des propriétés des tissus fournies dans ce document fournissent aussi certaines indications sur les incertitudes des valeurs. La discussion est fondée sur le fait que les tissus biologiques sont inhomogènes et montrent une variabilité considérable de structure et de composition et donc une variabilité des propriétés diélectriques. De telles variations sont naturelles et peuvent être dues à des processus physiologiques ou d'autres exigences fonctionnelles.

Les informations sur les incertitudes sont résumées comme indiqué ci-dessous.

- La reproductibilité aléatoire est d'environ 1 % sur la bande de fréquence.
- La dispersion des valeurs s'étend d'environ $\pm 5\%$ à 10% au dessus de 100 MHz à $\pm 5\%$ à 25% aux fréquences les plus basses de l'échelle.
- Les paramètres diélectriques en dessous de 1 kHz peuvent être sous la valeur correcte. Cette source d'erreur peut affecter les paramètres de permittivité diélectrique jusqu'à un facteur 2.

Des indications similaires sur les incertitudes peuvent être utilisées si d'autres sources de valeurs sont prises en compte.

Annexe C (informative)

Une méthode simplifiée de sommation dans le cas de sources multiples

C.1 Introduction

Il peut être difficile d'additionner directement les expositions due à plusieurs sources si certaines de ces sources sont évaluées par rapport à des restrictions de base et si d'autres le sont par rapport à des valeurs de référence. Cet article donne une méthode très simplifiée pour cette addition.

C'est une méthode simple et hautement conservatrice qui surestime l'exposition en ce sens qu'elle ne prend pas en compte les relations de phase entre les sources qui peuvent réduire l'exposition globale. De ce fait, il n'est pas possible d'utiliser cette méthode de sommation pour démontrer une non-conformité. Si cette méthode simple montre que l'exposition totale est supérieure au total autorisé, alors la conformité peut être démontrée en utilisant une évaluation plus complexe par mesure et/ou modélisation de toutes les sources, in-situ et en utilisant les équations de sommation données dans les recommandations d'exposition ou dans les normes utilisées.

Les équations des recommandations d'exposition utilisées à des fins de démonstration de conformité doivent être utilisées quand l'objet est la conformité.

Certaines exigences d'exposition utilisent le courant induit ou des champs électriques in-situ comme restrictions de base jusqu' 100 kHz (ou 10 MHz) et le *DAS* à partir de 100 kHz. Dans ces cas, il convient que l'exposition de 0 kHz à 100 kHz (ou de 0 MHz à 10 MHz) et l'exposition de 100 kHz à 300 GHz soient évaluées indépendamment. Il convient que toutes les valeurs à des fréquences qui appartiennent au deux étendues soient incluent dans les deux évaluations d'exposition.

S'il existe une relation temporelle simple, fonctionnelle entre les expositions provenant de différentes sources, cela peut être pris en compte. Par exemple, plusieurs sources peuvent être synchronisées afin qu'elles n'émettent pas simultanément, comme par exemple dans un système de gestion de spectre LBT (Listen Before Talk » où une seule émet à la fois. Pour les expositions utilisant la moyenne temporelle, il convient que toutes les sources soient considérées comme émettant pendant le temps d'intégration (moyennage).

C.2 Rapport d'exposition pour une source unique

Chaque source doit avoir son exposition calculée exprimée sous forme de proportion de la valeur maximale issue des exigences d'exposition à la fréquence ou aux fréquences concernées. C'est une valeur numérique sans unité de mesure qui peut être exprimée en pourcentage, ou en fraction pourvu que toutes soient exprimées sous la même forme ou converties de sorte d'être exprimées sous la même forme.

$$EXP_{BR} = \frac{X_{BR}}{L_{BR}} \quad (C.1)$$

$$EXP_{RV} = \frac{X_{RV}}{L_{RV}} \quad (C.2)$$

où

X_{BR} est la valeur évaluée de l'exposition due à une source unique en unités comparables à celle utilisée pour les restrictions de base

L_{BR} est la restriction de base pour la comparaison à la valeur évaluée

X_{RV} est la valeur évaluée de l'exposition due à une source unique en unités comparables à celle utilisée pour les valeurs de référence

L_{RV} est la valeur de référence applicable pour la comparaison à la valeur évaluée

Ceci signifie que les expositions exprimées sous forme de proportion d'une valeur de référence peuvent être ajoutées aux expositions exprimées sous forme de proportion d'une restriction de base. Il convient que la même source ne soit pas incluse à la fois dans la proportion de la restriction de base et dans le proportion de la valeur de référence.

Pour déterminer la valeur évaluée due à chacune des sources, il convient d'utiliser les équations de sommation pour l'exposition simultanée à des fréquences multiples applicables aux exigences d'exposition considérées. Cependant, elles n'incluent généralement pas le moyen de combiner spécifiquement des proportions de restrictions de base avec des proportions de valeurs de référence. Si un tel moyen n'est pas inclus, la méthode ci-dessous doit être utilisée.

C.3 Sommation des effets de stimulation électrique (basses fréquences)

Pour une série de source N , avec M sources dont l'exposition a été évaluée comme proportion de restrictions de base et $N - M$ sources dont l'exposition a été évaluée comme proportion de valeurs de référence, la sommation peut être réalisée comme ci-dessous:

$$\sum_{n=1}^M EXP_{BR,n} + \sum_{n=M+1}^N EXP_{RV,n} \quad (C.3)$$

où

$EXP_{BR,n}$ est le rapport d'exposition évalué par rapport à des restrictions de base, de la source n

$EXP_{RV,n}$ est le rapport d'exposition évalué par rapport à des valeurs de référence, de la source n

Il convient que la proportion d'exposition soit calculée pour chaque source en utilisant l'exposition connue ou calculée à la distance de la source à évaluer. Comme alternative, une distance plus faible (plus conservatrice) peut être utilisée si c'est la seule information disponible.

Un niveau ambiant environnemental peut aussi être ajouté comme une proportion de la valeur de référence si nécessaire. Dans la plupart des cas couverts par la présente norme, le niveau ambiant est faible en comparaison des sources concernées.

C.4 Sommation des effets thermiques (hautes fréquences)

Pour une série de sources P , avec M sources dont l'exposition a été évaluée comme proportion de restrictions de base et $N - M$ sources dont l'exposition a été évaluée comme proportion de valeurs de référence de champs (E ou H) et $P - N$ dont l'exposition a été évaluée comme proportion de valeur de référence de densité de puissance, la sommation peut être réalisée comme ci-dessous:

$$\sum_{n=1}^M EXP_{BR,n} + \sum_{n=M+1}^N (EXP_{RVEH,n})^2 + \sum_{n=N+1}^P EXP_{RVPD,n} \quad (C.4)$$

où

$EXP_{BR,n}$ est l'exposition totale évaluée par rapport à des restrictions de base, de la source n .

$EXP_{RVEH,n}$ est l'exposition totale évaluée par rapport à des valeurs de référence de champs E ou H , de la source n .

$EXP_{RVP,n}$ est l'exposition totale évaluée par rapport à des valeurs de référence de densité de puissance, de la source n .

Il convient que la proportion d'exposition soit calculée pour chaque source en utilisant l'exposition connue ou calculée à la distance de la source à évaluer. Comme alternative, une distance plus faible (plus conservatrice) peut être utilisée si c'est la seule information disponible.

Un niveau ambiant environnemental peut aussi être ajouté comme une proportion de la valeur de référence ou comme une proportion du niveau de la restriction de base, si nécessaire.

Annexe D (informative)

Incertitude

D.1 Introduction

L'incertitude est une évaluation statistique de la qualité des résultats de l'évaluation effectuée. La valeur réelle de l'objet de l'évaluation peut être au dessus ou au dessous de la valeur évaluée en s'en écartant d'une valeur allant jusqu'à l'incertitude déterminée (avec un niveau de confiance de 95%). En elle même, l'incertitude n'est pas une valeur d'erreur qui doit être ajoutée ou soustraite, cependant certaines recommandations ou normes peuvent exiger de l'inclure dans le résultat de l'évaluation globale d'un produit ou d'une situation d'exposition. Les articles suivants donnent des options sur des méthodes d'inclusion.

Les articles suivants donnent des options pour les méthodes d'inclusion.

D.2 Bilan d'incertitudes partagées

Le concept du « bilan d'incertitudes partagées » doit s'appliquer aux mesures et aux calculs. Ceci signifie que dans tous les cas, les valeurs mesurées ou calculées réelles sont utilisées pour la comparaison avec les lignes directrices d'exposition appropriées. Les incertitudes sont enregistrées mais elles ne sont pas utilisées dans la comparaison sous réserve que l'incertitude soit au dessous des valeurs raisonnables données dans le Tableau 3.

Dans cette pratique, l'incertitude est incluse dans la détermination de la qualité de l'évaluation mais pas dans la comparaison aux valeurs limites. D'autres recommandations sur cette méthodes peuvent être obtenues dans le CISPR 16-4-2.

Si l'incertitude n'est pas inférieure aux valeurs données dans le Tableau 3, alors la valeur appropriée du Tableau 3 doit être retranchée de l'incertitude évaluée et le résultat est utilisé comme incertitude U , dans D.3.

D.3 Utilisation de la valeur d'incertitude dans la comparaison aux valeurs limites

Dans certaines évaluations spécifiques d'exposition ou pour des exigences ou recommandations particulières, il peut être nécessaire d'inclure la valeur calculée de l'incertitude dans l'évaluation globale de conformité. Cette méthode s'applique aussi à l'inclusion des grandes incertitudes, supérieures à celles du Tableau 3 (voir D.2).

Pour une valeur d'évaluation X , une incertitude d'évaluation déterminée U et une valeur limite L , l'incertitude peut être combinée à l'évaluation par rapport à la limite comme ci-dessous:

Pour montrer que la valeur réelle est inférieure à la valeur limite:

$$X + U \leq L \quad (D.1)$$

Pour montrer que la valeur réelle est supérieure à la valeur limite:

$$X - U > L \quad (D.2)$$

Si aucune des conditions ci-dessus n'est remplie, alors le résultat de la comparaison est indéterminé. Puisque le niveau d'incertitude diffère selon les méthodes et les environnements d'évaluation, le résultat $X + U > L$ ne signifie pas que la valeur réelle est au-dessus de la limite.

Bibliographie

- [1] ISO/CEI 17025: *Exigences générales concernant la compétence des laboratoires d'étalonnages et d'essais*
- [2] CEI 61786: *Mesure de champs magnétiques et électriques à basse fréquence dans leur rapport à l'exposition humaine – Prescriptions spéciales applicables aux instruments et recommandations pour les procédures de mesure*
- [3] CEI 61566: *Mesure de l'exposition aux champs électromagnétiques à radiofréquence – Intensité du champ dans la gamme de fréquences entre 100 kHz et 1 GHz*
- [4] CEI 62209-1: *Exposition humaine aux champs radiofréquence produits par les dispositifs de communications sans fils tenus à la main ou portés près du corps – Modèles de corps humain, instrumentation et procédures – Partie 1: Détermination du débit d'absorption spécifique (DAS) produit par les appareils tenus à la main et utilisés près de l'oreille (plage de fréquence 300 MHz to 3 GHz)*
- [5] CEI 62209-2: *Exposition humaine aux champs radiofréquence produits par les dispositifs de communications sans fils tenus à la main ou portés près du corps – Modèles de corps humain, instrumentation et procédures – Partie 2: Procédure pour déterminer le débit d'absorption spécifique (DAS) dans la tête et le corps produit par les appareils tenus à la main et portés près du corps et utilisés près du corps (plage de fréquence 30 MHz to 6 GHz)³⁾*
- [6] CEI 62311: *Evaluation des équipements électroniques et électriques en relation avec les restrictions d'exposition humaine aux champs électromagnétiques (0 Hz – 300 GHz)*
- [7] ICRP 66 (1994), International Commission for Radiological Protection
- [8] ICNIRP. Guidance on determining compliance of exposure to pulsed and complex non-sinusoidal waveforms below 100kHz with ICNIRP Guidelines. *Health Physics*, 2003, 84(3), pp 383-387
- [9] ISO/IEC Guide 98:1995, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM)*
- [10] *The Expression of Uncertainty in EMC Testing*. LAB34, United Kingdom Accreditation Service, 2002
- [11] ETSI TR 100 028-1: *Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM); Uncertainties in the measurement of mobile radio equipment characteristics; Part 1*
- [12] CISPR 16-4-2, *Spécifications des méthodes et des appareils de mesure des perturbations radioélectriques et de l'immunité aux perturbations radioélectriques – Partie 4-2: Incertitudes, statistiques et modélisation des limites – Incertitudes de mesure CEM*
- [13] DIMBYLOW, P. J. Induced Current Densities from Low-Frequency Magnetic Fields in a 2 mm Resolution, Anatomically Realistic Model of the Body. *Phys. Med. Biol.*, 1998, Vol. 43, pp. 221-230.
- [14] STUCHLY, M. A. and GANDHI, O. P. Inter-Laboratory Comparison of Numerical Dosimetry for Human Exposure to 60 Hz Electric and Magnetic Fields. *Publication data to be advised*.
- [15] CHADWICK, P.J. *Occupational exposure to electromagnetic fields: practical application of NRPB guidance*. NRPB-R301, National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxfordshire, UK, 1998
- [16] CHIBA, A. et al. Application of finite element method to analysis of induced current densities inside human model exposed to 60-Hz electric field. *IEEE Trans. Power Apparatus and Systems*, Vol. PAS-103, No. 7, July 1984
- [17] FEAR, E.C., STUCHLY, M.A. Modeling assemblies of biological cells exposed to electric fields. *IEEE Biomedical Engineering*, 1998

3) En préparation.

- [18] MÜLLER, M., SACHSE, F., Meyer-Waarden K. Creation of finite element models of human body based upon tissue-classified voxel representations. *The Visible Human Project Conference Proceedings*, National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, 1996, pp. 73-74.
- [19] GANDHI O. P. and CHEN J. Y. Numerical Dosimetry at Power-Line Frequencies Using Anatomically-Based Models. *Bioelectromagnetics Supplement*, , 1992, Vol. 1, pp. 43-60.
- [20] GUSTRAU, F., BAHR, A., RITTWEGER, M., GOLTZ, S. and EGGERT S. Simulation of Induced Current Densities in the Human Body at Industrial Induction Heating Frequencies. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 1999, Vol. 41, No. 4, pp 480-486
- [21] WEILAND, T. The Numerical Solution of Maxwell's Equations and applications in the Field of Accelerator Physics. *Particle Accelerators*, 1984, Vol. 15, pp 245-292
- [22] GANDHI, O. P. and DEFORD, J. F. Calculation of EM Power Deposition for Operator Exposure to RF Induction Heaters. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 1988, Vol. EMC-30, pp. 63-68.
- [23] GANDHI, O. P., DEFORD, J. F. and KANAI H. Impedance Method for Calculation of Power Deposition Patterns in Magnetically-Induced Hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1984, Vol. 31, pp. 644-651.
- [24] 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.*, 1988, Vol. 35, pp. 577-583
- [25] DAWSON, T. W., DE MOERLOOSE, J. and STUCHLY M. A. Comparison of Magnetically-Induced ELF Fields in Humans Computed by FDTD and Scalar Potential FD Codes. *ACES J*, 1996, Vol. 11, pp. 63-71.
- [26] FURSE, C.M. and GANDHI, O.P. Calculation of electric fields and currents induced in a millimeter-resolution human model at 60 Hz using the FDTD method. *Bioelectromagnetics*, 1998, vol. 19, pp. 293-299
- [27] BARATON, P. and HUTZLER, B. Magnetically induced currents in the human body. *IEC Technology Trend Assessment No.1*, International Electrotechnical Commission, 1995
- [28] IEEE Std C95.6: 2002, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0–3 kHz*. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.
- [29] GANDHI, O. P. Some Numerical Methods for Dosimetry: Extremely Low Frequencies to Microwave Frequencies. *Radio Science*, 1995, Vol. 30, pp. 161-177.
- [30] DIMBYLOW, P. J. Induced Current Densities from Low-Frequency Magnetic Fields in a 2 mm Resolution, Anatomically Realistic Model of the Body. *Phys. Med. Biol.*, 1998, Vol. 43, pp. 221-230.
- [31] XI, W., STUCHLY, M. A. and GANDHI, O. P. Induced Electric Currents in Models of Man and Rodents from 60 Hz Magnetic Fields. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1994, Vol. 41, pp. 1018-1023.
- [32] STUCHLY, M. A. and XI, W. Modeling Induced Currents in Biological Cells Exposed to Low-Frequency Magnetic Fields. *Phys. Med. Biol.*, 1994, Vol. 39, pp. 1319-1330.
- [33] GANDHI, O. P., CHEN, X. B., WU, D. and LAZZI, G. Currents Induced in Anatomic Models of the Human for Uniform and Nonuniform Power Frequency Magnetic Fields. *Bioelectromagnetics*, 2001, Vol. 22, no.2, pp. 112-121.
- [34] *The Visible Human Project Factsheet*. US National Library of Medicine, Bethesda, MD 20894, 1999.
- [35] ACKERMAN, M. J. Accessing the Visible Human Project. *D-Lib Magazine*, October 1995.

- [36] SACHSE, F. B., WERNER, C., MÜLLER, M., MEYER-WAARDEN, K. Segmentation and Tissue-Classification of the Visible Man Dataset Using the Computeromographic Scans and the Thin Section Photos. *The Visible Human Project Conference Proceedings*, National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, 1996
- [37] GEDDES, L. A. and BAKER, L. E. The Specific Resistance of Biological Material – A Compendium of Data for the Biomedical Engineer. *Medical and Biological Engineering*, 1967, Vol. 5 pp 271-293.
- [38] FOSTER, K. R. and SCHWAN, H. P. Dielectric Properties of Tissues. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, Second Edition, Ed. E. Polk and E. Postow, CRC Press, Boca Raton, Fla., USA, 1995.
- [39] DURNEY, C. H., MASSOUDI, H. and ISKANDER, M. F. *Radio Frequency Radiation Dosimetry Handbook*. 4th Ed., USAF/SAM, Brooks AFB, TX, USA, 1986
- [40] STUCHLY, M. A. and STUCHLY, S. S. Dielectric Properties of Biological Substances – Tabulated. *Journal of Microwave Power*, 1980, Volume 15(1), pp 19-26.
- [41] GABRIEL, C., GABRIEL, S. and COURTHOUT, E. The Dielectric Properties of Biological Tissues: I. Literature survey. *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41 (11), pp 2231-2250.
- [42] GABRIEL, S., LAU, R. W. and GABRIEL, C. The Dielectric Properties of Biological Tissues: II. Measurement in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41 (11), pp 2251-2269.
- [43] GABRIEL, C. and GABRIEL, S. The Dielectric Properties of Biological Tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41 (11), pp 2271-2293.
- [44] *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies. Report AL/OE-TR-1996-0037*, Armstrong Laboratory, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas 78235, USA, 1996; (*Internet Site: <http://www.brooks.af.mil>; <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric>*)
- [45] The "Nello Carrara" Institute for Applied Physics of the Italian National Research Council, Via Madonna del Piano, 10, I-50019 Sesto Fiorentino (FI), Italy (*Internet Site: <http://www.ifac.cnr.it/>; <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>*)
-

LICENSED TO MECON Limited. - RANCHI/BANGALORE
FOR INTERNAL USE AT THIS LOCATION ONLY, SUPPLIED BY BOOK SUPPLY BUREAU.

LICENSED TO MECON Limited. - RANCHI/BANGALORE
FOR INTERNAL USE AT THIS LOCATION ONLY, SUPPLIED BY BOOK SUPPLY BUREAU.

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

3, rue de Varembé
PO Box 131
CH-1211 Geneva 20
Switzerland

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