

CONSOLIDATED VERSION

VERSION CONSOLIDÉE



Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2016 IEC, Geneva, Switzerland

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

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

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

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

About the IEC

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

About IEC publications

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

IEC Catalogue - webstore.iec.ch/catalogue

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

IEC publications search - www.iec.ch/searchpub

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

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing 20 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in 15 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

IEC Glossary - std.iec.ch/glossary

65 000 electrotechnical terminology entries in English and French extracted from the Terms and Definitions clause of IEC publications issued since 2002. Some entries have been collected from earlier publications of IEC TC 37, 77, 86 and CISPR.

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

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

A propos de l'IEC

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

A propos des publications IEC

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

Catalogue IEC - webstore.iec.ch/catalogue

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

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

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

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne de termes électroniques et électriques. Il contient 20 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 15 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

Glossaire IEC - std.iec.ch/glossary

65 000 entrées terminologiques électrotechniques, en anglais et en français, extraites des articles Termes et Définitions des publications IEC parues depuis 2002. Plus certaines entrées antérieures extraites des publications des CE 37, 77, 86 et CISPR de l'IEC.

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

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

CONSOLIDATED VERSION

VERSION CONSOLIDÉE



Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.220.20

ISBN 978-2-8322-3683-3

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

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

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

REDLINE VERSION

VERSION REDLINE



Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

CONTENTS

FOREWORD.....	5
INTRODUCTION.....	7
1 Scope.....	8
2 Exposure to electric field	8
3 General procedure.....	11
3.1 Shape factor.....	11
3.2 Procedure	11
4 Human body models	12
4.1 General.....	12
4.2 Surface area	12
4.3 Semi-spheroidal model.....	13
4.4 Axisymmetrical body model	15
5 Calculation of induced current	16
5.1 General.....	16
5.2 Semi-spheroid	16
5.3 Axisymmetrical models.....	20
5.4 Comparison of the analytical and numerical models	27
6 Influence of electrical parameters	28
6.1 General.....	28
6.2 Influence of permittivity	28
6.3 Influence of conductivity	28
6.4 Non-homogeneous conductivity.....	29
7 Measurement of currents induced by electric fields.....	29
7.1 General.....	29
7.2 Current flowing to the ground	29
Annex A (normative) Analytical solutions for a spheroid in a uniform electric field.....	31
Annex B (normative) Human body axisymmetrical model	34
Annex C (informative) Child body model	39
Annex D (informative) Example of use of this standard	41
Annex E (informative) Numerical calculation methods.....	45
Bibliography.....	53
Figure 1 – Illustration of the phenomenon of currents induced by electric field in a human body standing on the ground	10
Figure 2 – Potential lines of the electric field generated by an energised wire in the absence of any objects (all distances in metres)	10
Figure 3 – A realistic body model.....	12
Figure 4 – Scheme of the semi-spheroid simulating a human being standing on a zero potential plane	13
Figure 5 – Equivalent spheroid radius, R , versus height, L , and for different mass, M	15
Figure 6 – The axisymmetrical body model for the reference man (left) and woman (right).....	15

Figure 7 – Conductive spheroid exposed to electric field	16
Figure 8 – Calculation of the <i>shape factor for electric field</i> K_E for ~~an~~ a spheroid exposed to an unperturbed electric field	17
Figure 9 – Current density J_S induced by an unperturbed electric field (1 kV/m, 50 Hz) in a spheroid versus parameter L/R (values in $\mu\text{A}/\text{m}^2$)	18
Figure 10 – Dimensions and mesh of the semi-spheroid	19
Figure 11 – Distortion of power frequency electric field lines close to the conductive semi-spheroid	19
Figure 12 – Calculated induced current density $J_A(h)$ in the body standing in a vertical 50 Hz electric field of 1 kV/m	21
Figure 13 – Computation domain	23
Figure 14 – Mesh of the man body model and distortion of power frequency electric field lines close to model	23
Figure 15 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (man model)	24
Figure 16 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the man model at 50 Hz	25
Figure 17 – Mesh of the woman body model and distortion of power frequency electric field lines close to model	25
Figure 18 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (woman model)	26
Figure 19 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the woman model at 50 Hz	27
Figure A.1 – Conductive spheroid exposed to electric field	31
Figure B.1 – Normalised axisymmetrical models. Left: man, Right: woman	36
Figure C.1 – Computation of induced currents J_Z along a vertical axis, and distribution of induced currents in the 10 years reference child model	40
Figure E.1 – Spheroid model	46
Figure E.2 – Space potential model	47
Figure E.3 – Exemple of charge simulation method using rings	48
Figure E.4 – Superficial charges integral equation method, cutting of the body into N elements	49
Figure E.5 – Mesh of the body using finite element method	50
Figure E.6 – Impedance method	51
Figure E.7 – Yee-method: Electric and magnetic grids for spatial discretization	52
Table 1 – Data for reference man and reference woman	13
Table 2 – Values of $\arcsin(e)/e$ for different values of L/R	14
Table 3 – Derived data using spheroid model at 50 Hz	20
Table 4 – Electric field E_{BR} required to produce basic restrictions J_{BR} or E_{iBR} in the neck at 50 Hz	22
Table 5 – Comparison of values of the shape factor for electric field K_E and corresponding current densities for an unperturbed 50 Hz electric field of 1 kV/m	28
Table B.1 – Measures from antropomorphic survey used to construct vertical dimensions of axisymmetrical model [56]	35

Table B.2 – Measures from antropomorphic survey used to construct the radial dimensions of axisymmetrical model [56]	35
Table B.3 – Normalised model dimensions.....	37
Table B.4 – Axisymmetric model dimensions for reference man and reference woman whose mass and height are defined by ICRP [38] and are given in Table 1	38
Table C.1 – Reference values provided by ICRP for male and female children.....	39
Table C.2 – Dimensions of the reference children (in m excepted SB_R in m ²)	39
Table C.3 – Results of analytical method for the reference children	40
Table D.1 – Normalised dimensions of the women model.....	41
Table D.2 – Calculation of the dimensions for a specific person	42

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

EXPOSURE TO ELECTRIC OR MAGNETIC FIELDS IN THE LOW AND INTERMEDIATE FREQUENCY RANGE – METHODS FOR CALCULATING THE CURRENT DENSITY AND INTERNAL ELECTRIC FIELD INDUCED IN THE HUMAN BODY –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

FOREWORD

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

DISCLAIMER

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

This Consolidated version of IEC 62226-3-1 bears the edition number 1.1. It consists of the first edition (2007-05) [documents 106/125/FDIS and 106/128/RVD] and its amendment 1 (2016-10) [documents 106/376/FDIS and 106/378/RVD]. The technical content is identical to the base edition and its amendment.

In this Redline version, a vertical line in the margin shows where the technical content is modified by amendment 1. Additions are in green text, deletions are in strikethrough red text. A separate Final version with all changes accepted is available in this publication.

International Standard IEC 62226-3-1 has been prepared by IEC technical committee 106: Methods for the assessment of electric, magnetic and electromagnetic fields associated with human exposure.

This standard is to be used in conjunction with the first edition of IEC 62226-1:2004, *Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body – Part 1: General*.

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

This International Standard constitutes Part 3-1 of IEC 62226 series, which will regroup several international standards and technical reports within the framework of the calculation of induced current densities and internal electric fields.

A list of all parts of the IEC 62226 series, published under the general title *Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body*, can be found on the IEC website.

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

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

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

INTRODUCTION

Public interest concerning human exposure to electric and magnetic fields has led international and national organisations to propose limits based on recognised adverse effects.

This standard applies to the frequency range for which the exposure limits are based on the induction of voltages or currents in the human body, when exposed to electric and magnetic fields. This frequency range covers the low and intermediate frequencies, up to 100 kHz. Some methods described in this standard can be used at higher frequencies under specific conditions.

The exposure limits based on biological and medical experimentation about these fundamental induction phenomena are usually called “basic restrictions”. They include safety factors.

The induced electrical quantities are not directly measurable, so simplified derived limits are also proposed. These limits, called “reference levels” are given in terms of external electric and magnetic fields. They are based on very simple models of coupling between external fields and the body. These derived limits are conservative.

Sophisticated models for calculating induced currents in the body have been used and are the subject of a number of scientific publications. These models use numerical 3D electromagnetic field computation codes and detailed models of the internal structure with specific electrical characteristics of each tissue within the body. However such models are still developing; the electrical conductivity data available at present has considerable shortcomings; and the spatial resolution of models is still progressing. Such models are therefore still considered to be in the field of scientific research and at present it is not considered that the results obtained from such models should be fixed indefinitely within standards. However it is recognised that such models can and do make a useful contribution to the standardisation process, specially for product standards where particular cases of exposure are considered. When results from such models are used in standards, the results should be reviewed from time to time to ensure they continue to reflect the current status of the science.

EXPOSURE TO ELECTRIC OR MAGNETIC FIELDS IN THE LOW AND INTERMEDIATE FREQUENCY RANGE – METHODS FOR CALCULATING THE CURRENT DENSITY AND INTERNAL ELECTRIC FIELD INDUCED IN THE HUMAN BODY –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

1 Scope

This part of IEC 62226 applies to the frequency range for which exposure limits are based on the induction of voltages or currents in the human body when exposed to electric fields.

This part defines in detail the coupling factor K – introduced by the IEC 62226 series to enable exposure assessment for complex exposure situations, such as non-uniform magnetic field or perturbed electric field – for the case of simple models of the human body, exposed to uniform electric fields. The coupling factor K has different physical interpretations depending on whether it relates to electric or magnetic field exposure. It is the so called “shape factor for electric field”.

This part of IEC 62226 can be used when the electric field can be considered to be uniform, for frequencies up to at least 100 kHz.

This situation of exposure to a “uniform” electric field is mostly found in the vicinity of high voltage overhead power systems. For this reason, illustrations given in this part are given for power frequencies (50 Hz and 60 Hz).

2 Exposure to electric field

Alternating electric fields are generated by energised conductors (i.e. under voltage). In the immediate vicinity of domestic electrical equipment, such as lights, switches, food mixers and irons, local electric-field strengths about 100 V/m may be found. Such fields are non-uniform, but their strengths are far below the levels recommended in safety guidelines, so there is no need of calculation of induced currents in such exposure situations.

Higher electric-field strengths may be found in the vicinity of high voltage equipment such as electric power line. In the frequency range covered by this standard, it is considered that exposure from power lines is the only significant exposure source for public regarding safety guidelines limits.

Guidelines on human exposure to electric fields are generally expressed in terms of induced current density or internal electric field. These quantities cannot be measured directly and the purpose of this document is to give guidance on how to assess these quantities induced in the human body by external (environmental) electric fields E_0 .

The induced current density J and the internal electric field E_i are closely linked by the simple relation:

$$J = \sigma \cdot E_i \quad (1)$$

where σ is the conductivity of the body tissue under consideration.

Although some guidelines on human exposure to electric fields adopt internal electric field as a limiting parameter, for reason of simplification, the content of this standard is presented mainly in terms of induced current densities J , from which values of internal electric field E_i can be easily derived using the previous formula.

All the calculation developed in this document use the low frequency approximation in which displacement currents are negligible, such that $\varepsilon\omega/\sigma$ is less than 1 in the body. This approximation has been checked using published tissue data [29,31] ¹⁾ in the low frequency range and it has been found to be valid for frequencies up to at least 100 kHz and is probably valid at higher frequencies.

Computations based on sophisticated numerical models of the human body [24] also demonstrate that this assumption is valid at frequencies up to more than 100 kHz by showing that the relationship between the induced current density in the body and the product of frequency and external electric field hardly varies at all between 50 Hz and 1 MHz, and is only slightly altered at 10 MHz.

Analytical models can be used for simple cases of calculations.

Electric fields cause displacement of electric charges in conductive objects (including living bodies) and, because these fields are alternating, the electric charges move backwards and forwards. The result is an "induced" alternating current inside the conductive object. This current depends only on:

- the shape and size of the conducting object;
- the characteristics (magnitude, polarisation, degree of non-uniformity, etc.) of the unperturbed field (field which is measured in the absence of any conducting object);
- the frequency of the field
- the variation of conductivity of the object (in homogeneous media, the current density induced by electric fields does not depend on conductivity).

Figure 1 illustrates this induction phenomenon for the case where the body is in electrical contact with the ground.

¹⁾ Figures in square brackets refer to the Bibliography.

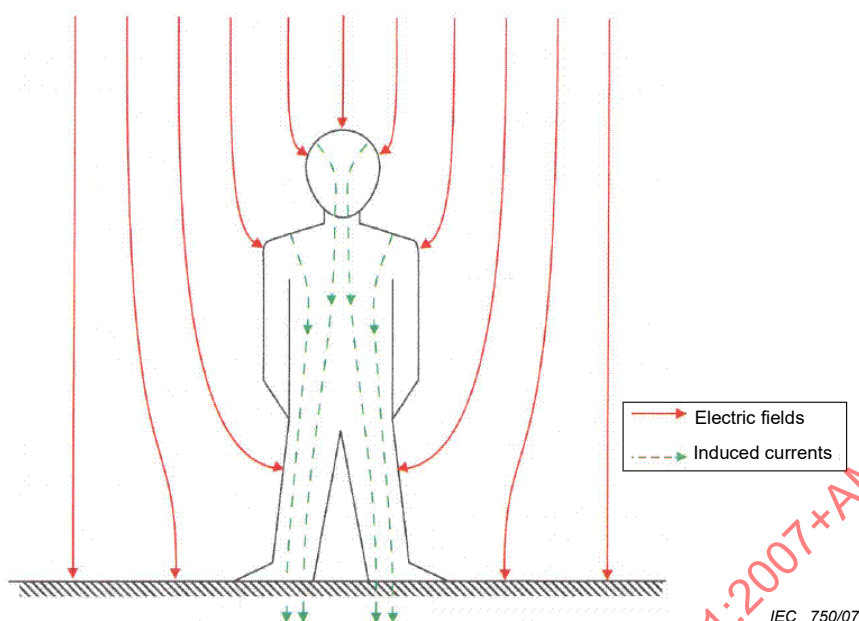


Figure 1 – Illustration of the phenomenon of currents induced by an electric field in a human body standing on the ground

The typical case of public exposure to an electric field is under high voltage power transmission lines. In this case, the distance between the source of field and the human body is large and the field in the zone close to the ground, in the absence of any conductive object, can be considered to be uniform (see Figure 2).

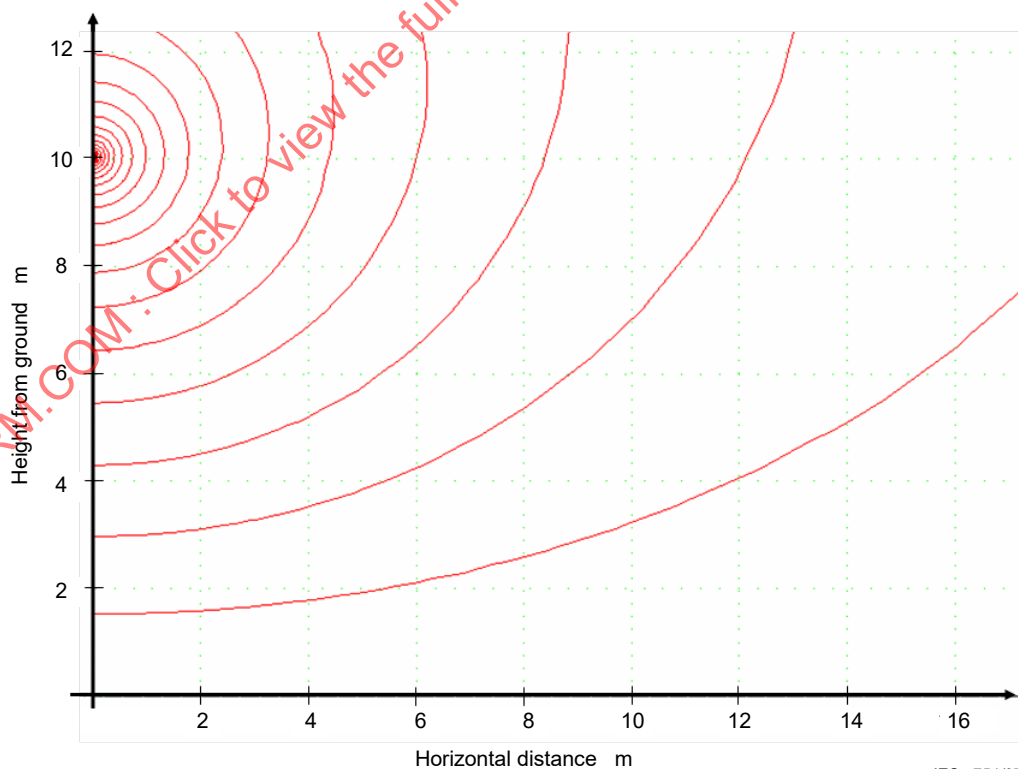


Figure 2 – Potential lines of the electric field generated by an energised wire in the absence of any objects (all distances in metres)

3 General procedure

3.1 Shape factor

In the low and intermediate frequency range, the relation between the induced current in the human body (J) and a uniform electric field (E_0) can be reduced to:

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0 \quad (2)$$

Where:

f is the frequency;

E_0 is the magnitude of the unperturbed electric field;

K_E is defined as the “*shape factor for the electric field*”.

K_E is dependant on the size, the conductivity, the form and the position of the model of the human body. It is also dependant on the location within the body where the induced current density is evaluated. K_E is independent of the frequency for analytical assessment of the induced current produced by electric fields (see Annex A).

K_E is given in units of $A \cdot s \cdot V^{-1} \cdot m^{-1}$ or Farad per metre (F/m), which relates to the fact that the exposure to the electric field corresponds physically to a capacitive coupling between the field source and the conductive object exposed to the field.

NOTE The internal electric field E_i can be calculated from the current density J as $E_i = J/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model (see equation (1)).

3.2 Procedure

The current density inside an individual can be estimated analytically, following a three stage process. The first stage is to compute the current density in a semi-spheroid, whose dimensions are chosen to best represent the particular body. As it will be shown in 5.3 of this standard, the current density is uniform throughout the spheroid but depends on the ratio L/R of its semi-major axis and semi-minor axis.

The second stage is to use a realistic axisymmetrical model of a human body to determine the current density as a function of vertical position within the body.

The third stage is to convert the ~~average~~ current density ~~averaged~~ at a particular ~~vertical position~~ height to the local current density in the different tissues at that height. Health guidelines on exposure to EMF refer specifically to current density (or internal electric field) in the central nervous system, so the particular area of interest within the body is the spinal cord in the neck, due to the small cross section of the neck, which concentrates the current (or internal electric field) in that region.

Induced currents are calculated for men and women as well as children using reference values for their height, mass and surface area published by ICRP [38]. Sufficient information is given here to apply the method to persons of any weight and height.

Numerical calculations are also presented demonstrating the validity of the analytical procedure.

4 Human body models

4.1 General

In scientific literature, many models of different complexity have been used for the assessment of currents and internal fields induced by electric or magnetic field (Figure 3). Examples of such sophisticated calculations are given in the bibliography. It must be emphasised that these computations have been performed using dedicated softwares which require highly specialised competences and are not widely available. Therefore, it is considered that such computational techniques are not relevant with regard to standardisation objectives.

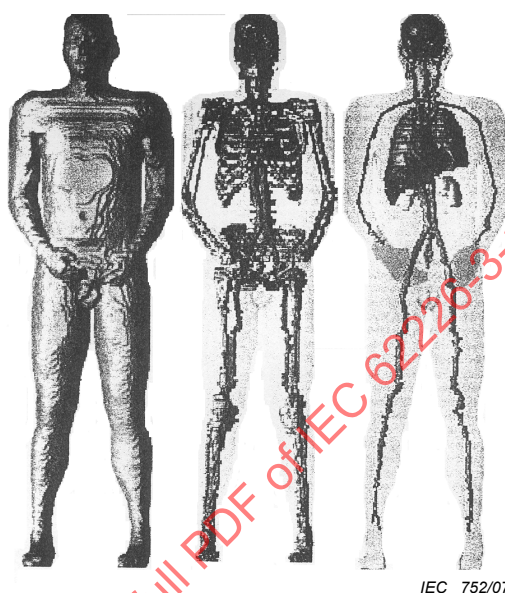


Figure 3 – A realistic body model

Analytical calculations are possible when using simple models, such as the model of a spheroid in a uniform electric field.

4.2 Surface area

The surface area of a body (SB) is used to scale both the spheroidal and the axisymmetrical body models for different sized bodies. It depends on the height and the mass of the body. The report of the ICRP [38], *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*, provides an algorithm giving the total surface area (SB_T) of a person as a function of its height L (in metres) and mass M (in kg):

$$SB_T = 0,164\,4\,M^{0,514\,56}L^{0,422\,46} \quad (3)$$

In our case, only the outwards-facing surface area of the body is considered, which is approximately 82 % of the total surface area SB_T . The 18 % reduction comprises 3 % for excluding the soles of the feet, 6 % for excluding the touching surface of the legs, and 8 % for excluding the inner surface of the arms and hands and 1 % for the perineum. The reduced surface area (SB_R) is therefore:

$$SB_R = 0,82\,SB_T \quad (4)$$

Table 1 gives the results for the reference man and the reference woman which are introduced in 4.4 and Annex B.

Table 1 – Data for reference man and reference woman

	Reference man	Reference woman
Height, m	1,76	1,63
Mass, kg	73	60
Total surface area SB_T , m ²	1,889	1,662
Reduced surface area SB_R , m ²	1,557	1,363

4.3 Semi-spheroidal model

To calculate the induced current density inside a human standing on a conducting plane it is necessary to model the reflection of the body in the ground. Thus the body is represented by half of the spheroid (Figure 4) and the reflection by the other half (Figure 7). The semi-major axis L of the spheroid is set to the height of the person being represented.

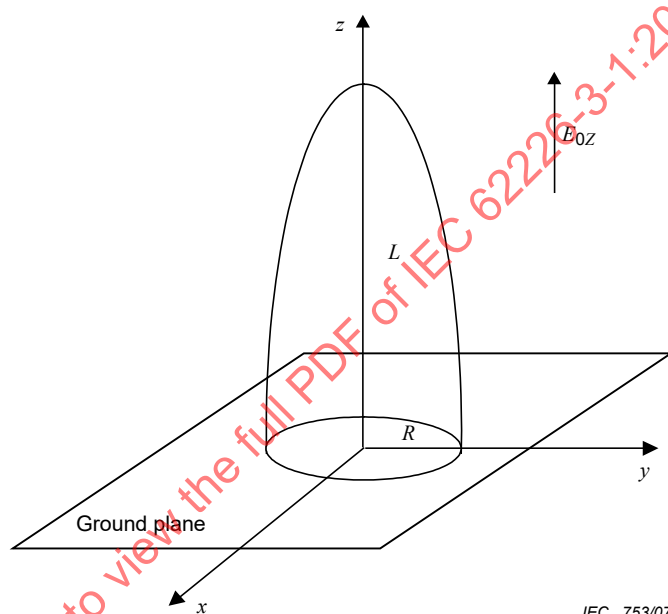


Figure 4 – Scheme of the semi-spheroid simulating a human being standing on a zero potential plane

The semi-minor axis (i.e. the radius) R is chosen to give the same total current flowing into the ground through the feet when the body is grounded as for the body it represents. This is achieved by ensuring that the spheroid has the same outward-facing surface area SB_R as the body it represents.

The surface area SB_S of a half spheroid of height L and radius R is given by:

$$SB_S = \pi R^2 \left[1 + \frac{L}{R} \frac{\arcsin(e)}{e} \right] \quad (5)$$

where e is the eccentricity:

$$e = \sqrt{1 - \frac{R^2}{L^2}}$$

R is determined from the mass M and L by solving equation (5) for R , with $SB_S = SB_R$, and where SB_R is given by equations (3) and (4). Thus

$$R = -\frac{B}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{B}{2}\right)^2 + \frac{SB_S}{\pi}} \quad (6)$$

where

$$B = L \frac{\arcsin(e)}{e}$$

B is a function of R , but as $\arcsin(e)/e$ varies only slowly with L/R , as shown in Table 2, B also varies only slowly with L/R , and therefore B can be determined using an approximate value for L/R .

Table 2 – Values of $\arcsin(e)/e$ for different values of L/R

L/R	9,0	9,2	9,4	9,6	9,8	10
$\text{Arcsin}(e)/e$	1,469	1,471	1,473	1,474	1,476	1,478

Using $L/R = 9,8$ gives

$$B = 1,476 L$$

This is substituted into equation (6) to give the equation for R in terms of L and SB_S :

$$R = -0,738L + \sqrt{0,545L^2 + \frac{SB_S}{\pi}} \quad (7)$$

Figure 5 presents the result graphically. It can be used to find the radius R from the height L and mass M of a person. For example, the reference man, whose mass is 73 kg and height is 1.76 m, the radius R is 0,178 m and L/R is 9,86.

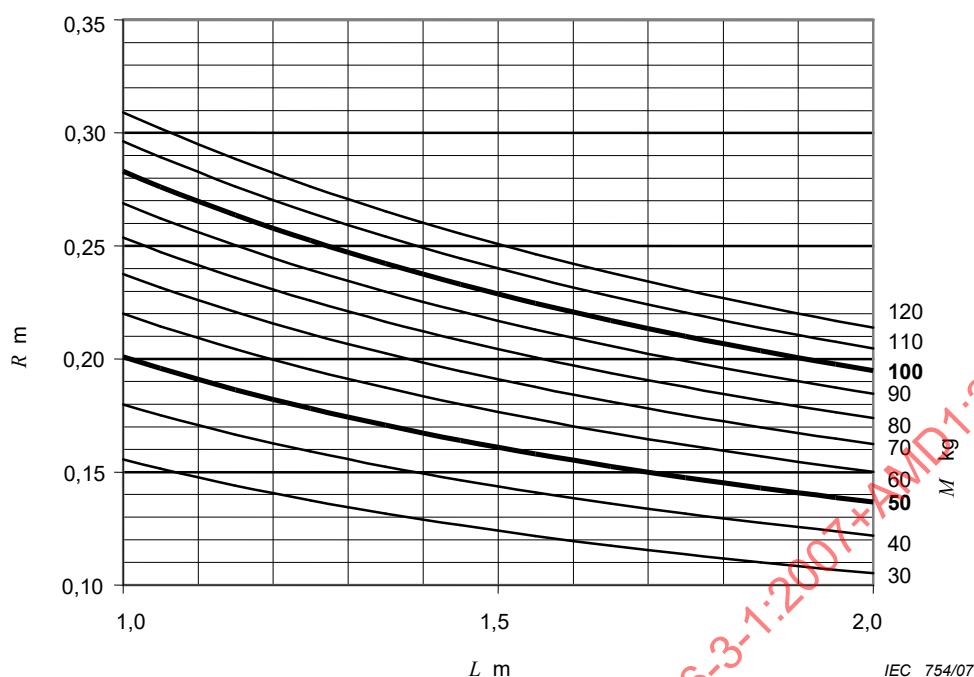


Figure 5 – Equivalent spheroid radius, R , versus height, L , and for different mass, M

4.4 Axisymmetrical body model

The axisymmetrical body model represents the essential features of the body: its height, total surface area, neck dimensions, and approximate vertical profile. However it cannot be a perfect representation of the body because the body is not axisymmetrical. Figure 6 illustrates the radial cross section of the axisymmetrical model for the reference man and woman.

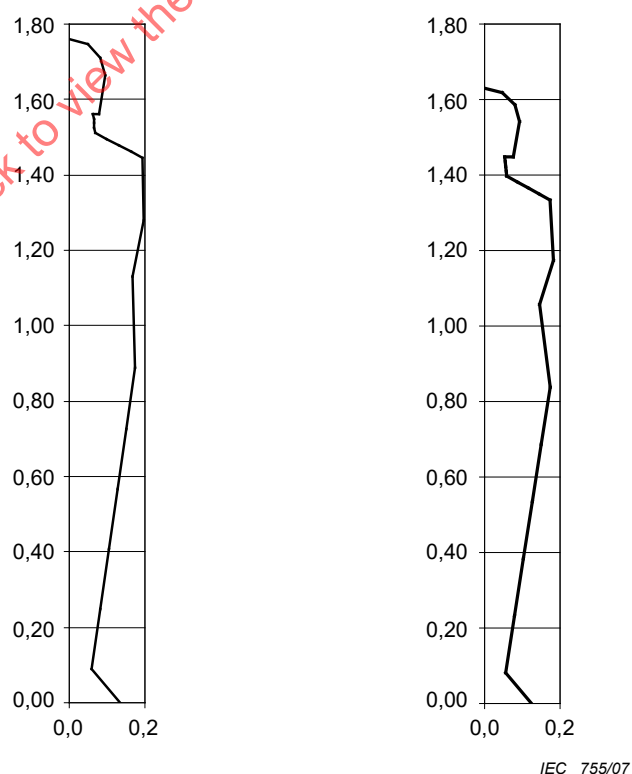


Figure 6 – The axisymmetrical body model for the reference man (left) and woman (right)

Annex B describes how data from an anthropometric survey of 2 208 women and 1 174 men, chosen as a representative sample from the US Army, were used to develop the axisymmetrical model. The model is defined by 13 (radius, height) coordinates.

5 Calculation of induced current

5.1 General

Analytical models to quantify the relationship between induced currents in conductive bodies and external electric fields are generally based upon the most simple assumption that the external fields are uniform and at a single frequency, and that the bodies are homogeneous and with a shape that can be described analytically (as is the case of spheres, spheroids, etc.). Therefore, they cannot easily take into account the fact that the human body is a non-homogeneous structure with a complex shape.

Nevertheless, analytical models can be used for simple cases of calculations and/or to validate numerical calculations.

In the particular case of the homogeneous models developed in this standard, the induced current density is independent of the conductivity and the permittivity (low frequency approximation).

5.2 Semi-spheroid

5.2.1 Analytical

In Annex A, the detailed analytical solutions for a spheroid in a uniform electric field are presented as a function of spheroid's geometrical and electrical parameters and of the magnitude and direction of the electric field vector (Figure 7). The spheroid representation is equivalent to the semi-spheroid in the presence of the ground plane as explained in 4.3.

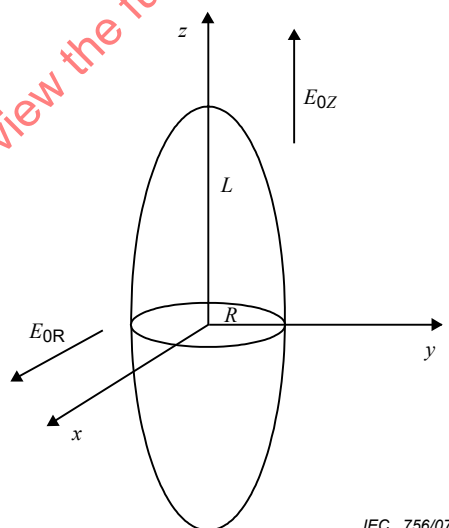


Figure 7 – Conductive spheroid exposed to electric field

L is the length of the semi-major (rotational) axis of the spheroid (axis Z), R is the length of the semi-minor axis of the spheroid (R is also the radius of the circular cross section of the spheroid at the symmetry plane (plane XY)).

The shape factor for electric field K_E is calculated for 2 orientations of the field vector: E_0 parallel to Z axis (therefore K_E and E_0 are called K_{EZ} and E_{0Z}) and E_0 perpendicular to Z axis (therefore K_E and E_0 are called K_{ER} and E_{0R}).

The results of this analytical calculation are summarised hereunder in Figures 8 and 9.

Figure 8 gives in a graphic form the result of the calculation of K_{EZ} and K_{ER} as a function of the ratio L/R (shape parameter).

Figure 9 gives the result of the analytical calculation of the local current density J_s , for a field magnitude of 1 kV/m at 50 Hz.

NOTE The internal electric field E_i can be calculated from the current density J as $E_i = J/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model.

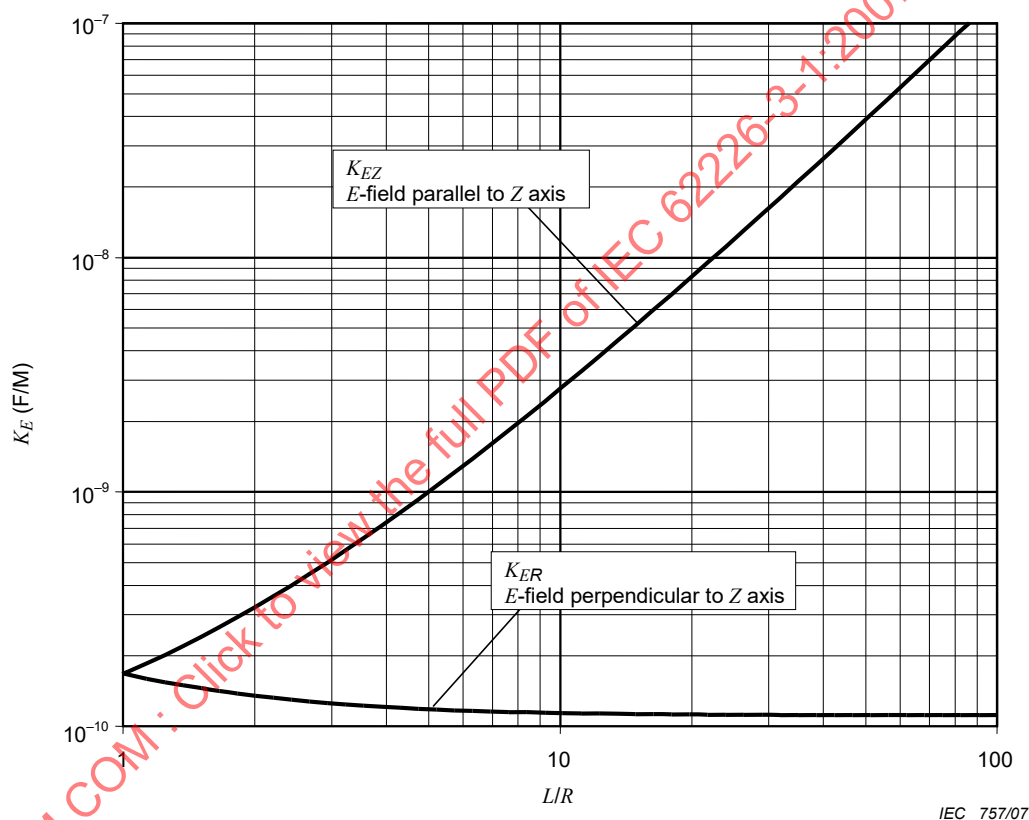


Figure 8 – Calculation of the shape factor for electric field K_E for an a spheroid exposed to an unperturbed electric field

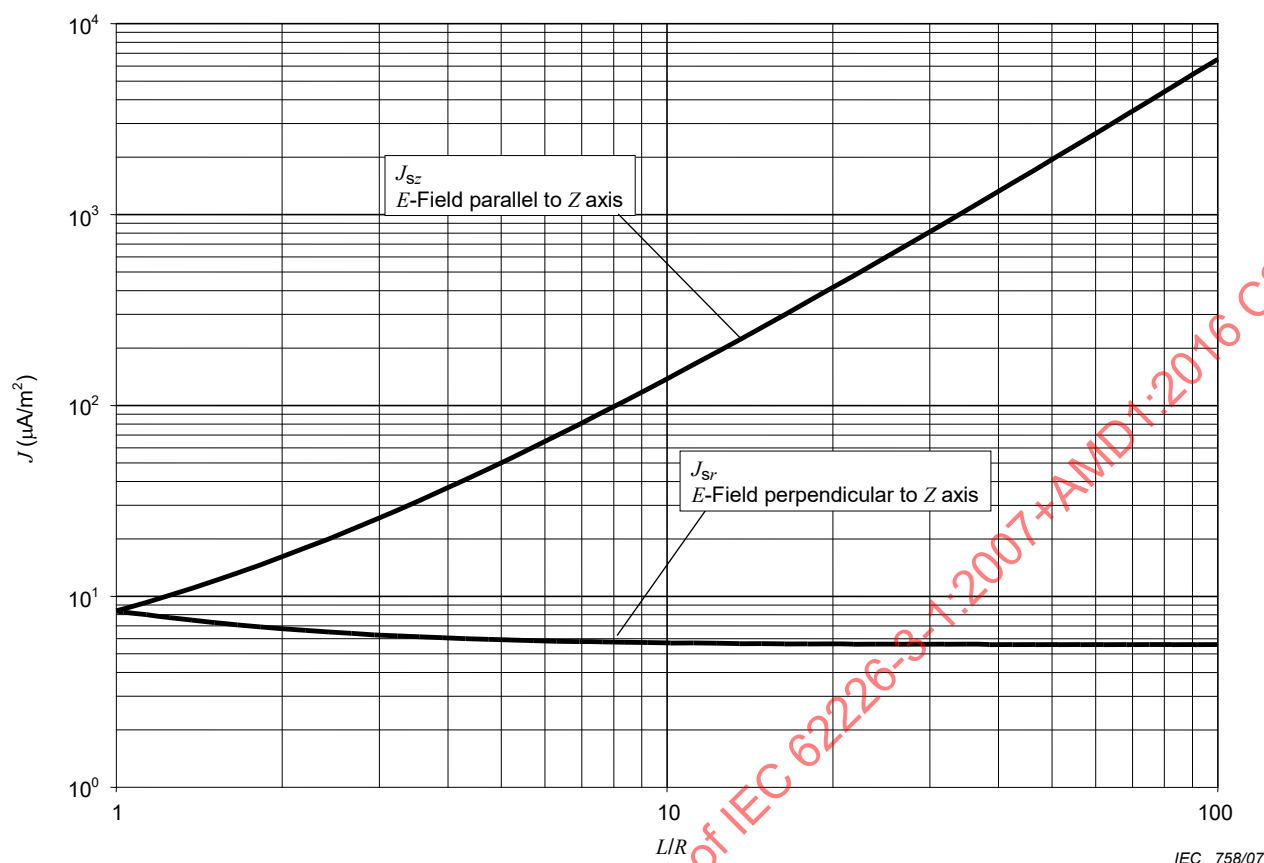


Figure 9 – Current density J_s induced by an unperturbed electric field (1 kV/m, 50 Hz) in a spheroid versus parameter L/R (values in $\mu\text{A}/\text{m}^2$)

Direct application:

Considering the values for the reference man (see 4.3) $L/R = 9,86$ and $L = 1,76$ m, exposed to 50 Hz vertical electric field with a magnitude of 1 kV/m, the curves in Figures 8 and 9 give:

$$K_{EZ} \cong 2,68 \times 10^{-9} \text{ A.s/V.m}$$

and

$$J_{SZ} = K_{EZ} \cdot f \cdot E_{0Z} \cong 0,134 \text{ mA}/\text{m}^2$$

5.2.2 Numerical

Different methods can be used to determine the current induced by an external electric field E_0 in a conductive object. In the following computations, a finite elements method was used.

Physical parameters for the air are [27,33,51]:

$$\varepsilon_r = 1$$

$$\sigma = 0 \text{ S/m}$$

Characteristics of the semi-spheroid model are:

$$L = 1,76 \text{ m}$$

$$\varepsilon_r = 10^5$$

$$R = 0,178 \text{ m}$$

$$\sigma = 0,2 \text{ S/m}$$

In the example given here, the mesh of the semi-spheroid is composed of 2744 surface elements (see Figure 10).

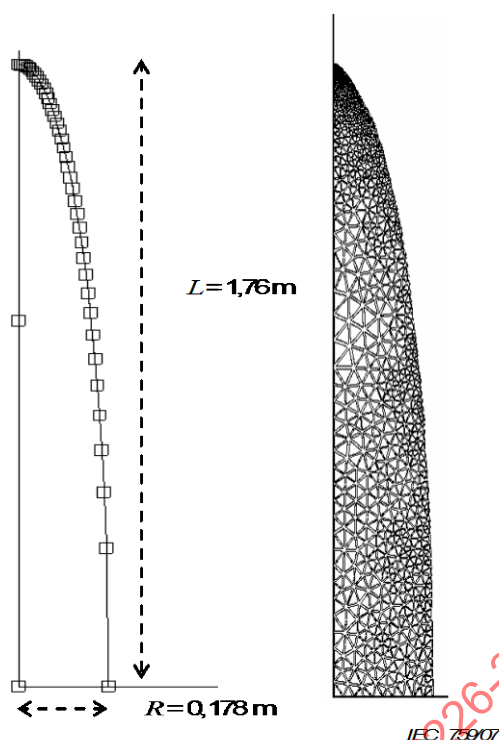


Figure 10 – Dimensions and mesh of the semi-spheroid

In the computation domain, the external 50 Hz electric field E_0 is generated by a plane electrode at 10 m from the ground plane, with an electrical potential of 10 000 V. The domain is assumed to be axisymmetrical.

Figure 11 shows the perturbed electric field in the air, close to the semi-spheroid. The semi-spheroid distorts the lines of electric field, which become perpendicular to the surface of the spheroid. Without the semi-spheroid or far from it, these lines of electric field are vertical.

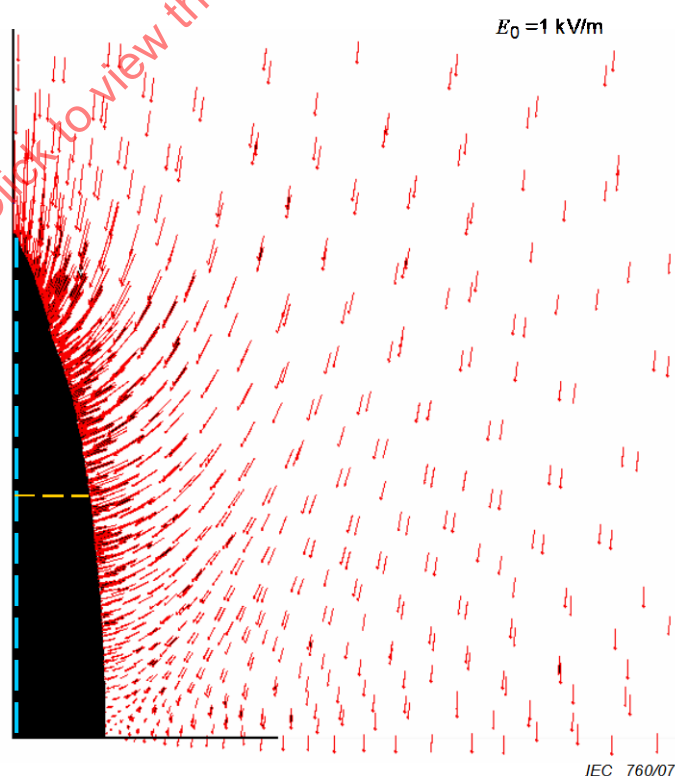


Figure 11 – Distortion of power frequency electric field lines close to the conductive semi-spheroid

The current density in the centre of the semi-spheroid is very similar to the current density value from analytical calculation.

The variation is less than 1 % along the vertical axis and the current density should be considered as constant. As a result, it can be considered that this simple numerical model gives results identical to those of the analytical calculation.

5.3 Axisymmetrical models

5.3.1 Analytical

Table 3 gives values derived in the course of calculating the current density in the spheroid. The surface area in the third row was calculated from the height and mass using Equation (3). In the next row the 0,82 factor was applied (Equation (4)) to remove non-outward facing surfaces when standing. Using the outward-facing surface area and Equation (7) gives in the next row the radius R for a half spheroid having the same surface area. The following row presents the corresponding L/R . It is approximately the same for both reference man and reference woman.

Table 3 – Derived data using spheroid model at 50 Hz

	Reference man	Reference woman
Height L , m	1,76	1,63
Mass M , kg	78	60
Total surface area of body SB_T , m ²	1,899	1,662
Reduced surface area of body SB_R , m ²	1,557	1,363
Spheroid radius R , m	0,178	0,168
L/R	9,86	9,68
Current density J_{SZ} in spheroid per kV/m, mA/m ²	0,134	0,130
Ground current per kV/m, μ A	13,4	11,6

The current density J_{SZ} in the spheroid depends only on the parameter L/R , the electric field and frequency. For $L/R = 9,86$ the current density throughout the spheroid is $J_{SZ} = 0,134$ mA/m² per kV/m of electric field at 50 Hz. For 60 Hz, it is 20 % higher.

The vertical current density J_{SZ} is uniform throughout the spheroid. The vertical current flowing through a horizontal layer of the spheroid therefore increases progressively from zero at the top to a maximum at the ground. This is because of the displacement current is entering the spheroid progressively over its whole height.

In practice the human body is not a half spheroid but has an effective horizontal radius that varies unevenly with vertical position as represented by the axisymmetrical model.

The assumption is made that at a particular height the same overall current flows as in the spheroid, but it flows in the different cross sectional area of the asymmetrical model at that height. Thus at a particular height h above ground, the induced current density in the axisymmetrical model J_A is given by:

$$J_A(h) = J_S(h) \times \frac{\text{horizontal area of the spheroid}}{\text{horizontal area of the human}}$$

or

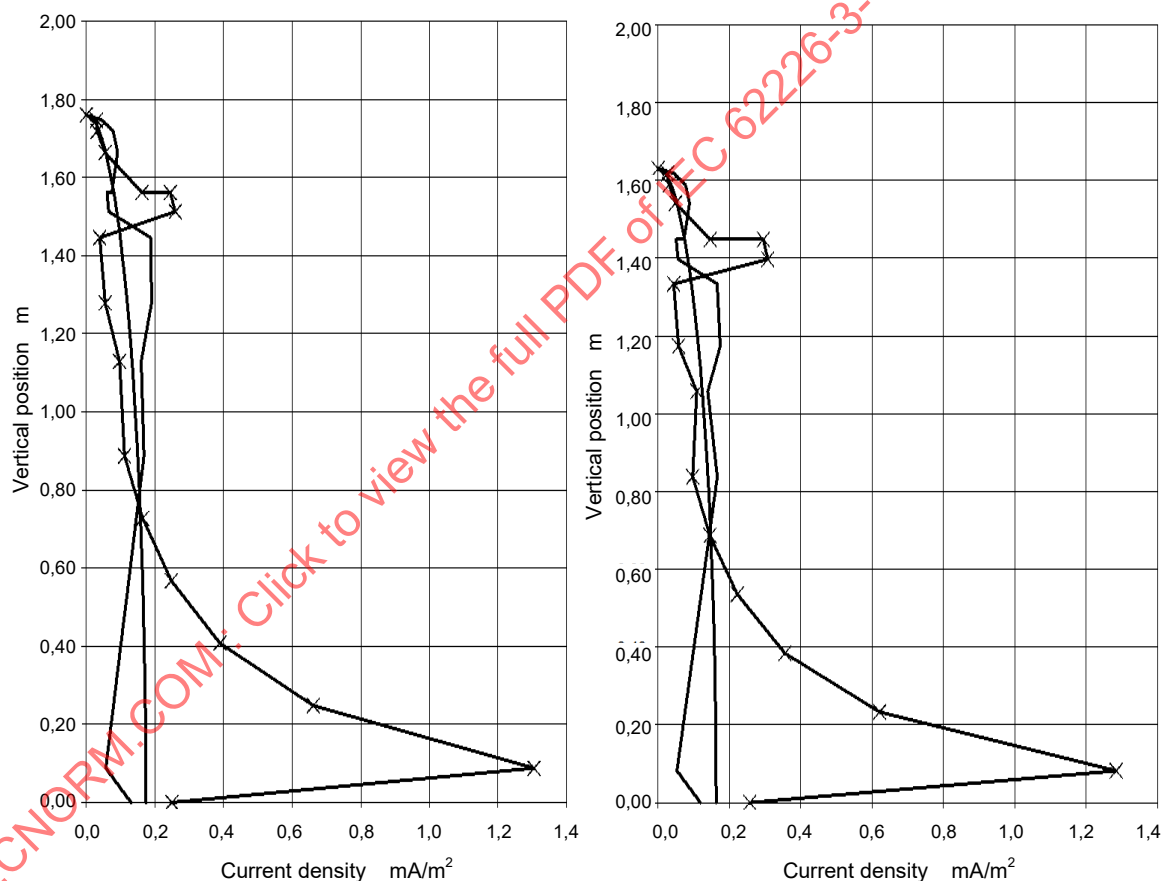
$$J_A(h) = J_S(h) * \frac{r_S^2(h)}{r_A^2(h)}$$

where $r_S(h)$ is the horizontal radius of the spheroid at height h and $r_A(h)$ is the horizontal radius of the axisymmetrical model at height h .

The vertical cross section of a spheroid through its axis is an ellipse and the radius $r_S(h)$ at height h of a semi-spheroid is:

$$r_S(h) = R\sqrt{1 - (h/L)^2}$$

The variation of current density with height is shown in Figure 12 for reference man and reference woman.



IEC 761/07

Outlines of the spheroidal model and axisymmetrical models used are also shown. Left: man, right: woman.

Figure 12 – Calculated induced current density $J_A(h)$ in the body standing in a vertical 50 Hz electric field of 1 kV/m

The current density is maximum in the ankle, and there is a smaller maximum in the neck. The current density in the neck is slightly greater at the base of the neck than at the top of the neck even though its diameter is slightly larger at its base. Table 4 gives the maximum current density in the neck for reference man and reference woman and also gives the corresponding neck diameter at the point of the maximum.

The quantity of interest is the external electric field E_{BR} required to produce a current density equal to the basic restriction. This is found by dividing the basic restriction (J_{BR} in mA/m²) by the current density per kV/m (J_A in mA/m²/(kV/m)).

$$E_{BR} = J_{BR} / J_A(\text{neck})$$

Values of E_{BR} are given for the two most commonly used basic restrictions J_{BR} : 2 mA/m² (public) and 10 mA/m² (occupational).

These calculations are of average current density in the neck and assume the current is uniformly distributed across the horizontal cross section of the neck. Allowance for non-uniform conductivity and its effect on current density within the neck and in the central nervous system tissue is made in 6.4.

For the basic restrictions in terms of internal electric fields, i.e. E_{iBR} : 20 mV/m (public) and 100 mV/m (occupational), the external electric field E_{BR} required to produce an internal electric field equal to the basic restriction E_{iBR} is found by the following relation:

$$E_{BR} = \sigma E_{iBR} / J_A(\text{neck})$$

where σ is the conductivity of the human model.

Table 4 – Electric field E_{BR} required to produce basic restrictions J_{BR} or E_{iBR} in the neck at 50 Hz

	Reference man	Reference woman
J_A , current density in neck per kV/m, mA/m ²	0,244	0,286
Circumference at base of neck, m	0,425	0,368
E_{BR} , electric field for a 2 mA/m ² basic restriction in the neck, kV/m	8,2	7,0
E_{BR} , electric field for a 10 mA/m ² basic restriction in the neck, kV/m	41	35
E_{BR} , electric field for a 20 mV/m basic restriction in the neck, kV/m ($\sigma = 0,2$ S/m assumed)	16,4	14,0
E_{BR} , electric field for a 100 mV/m basic restriction in the neck, kV/m ($\sigma = 0,2$ S/m assumed)	82	70

5.3.2 Numerical

Numerical calculations are presented for reference man and reference woman for the axisymmetrical body-model providing confirmation of the validity of the analytic approach. Numerical results for a reference 10-year-old child are given in Annex C.

The computation domain is identical to that used for the calculation for the semi-spheroid model (see 5.2.2 and Figure 13).

The values of the physical parameters are the same as were used previously:

- $\varepsilon_r = 1$ and $\sigma = 0$ S/m for the air

- $\varepsilon_r = 10^5$ and $\sigma = 0,2 \text{ S/m}$ for the human body

The dimensions of the axisymmetrical human model are given in table B.4. Its shape is illustrated in Figure 6.

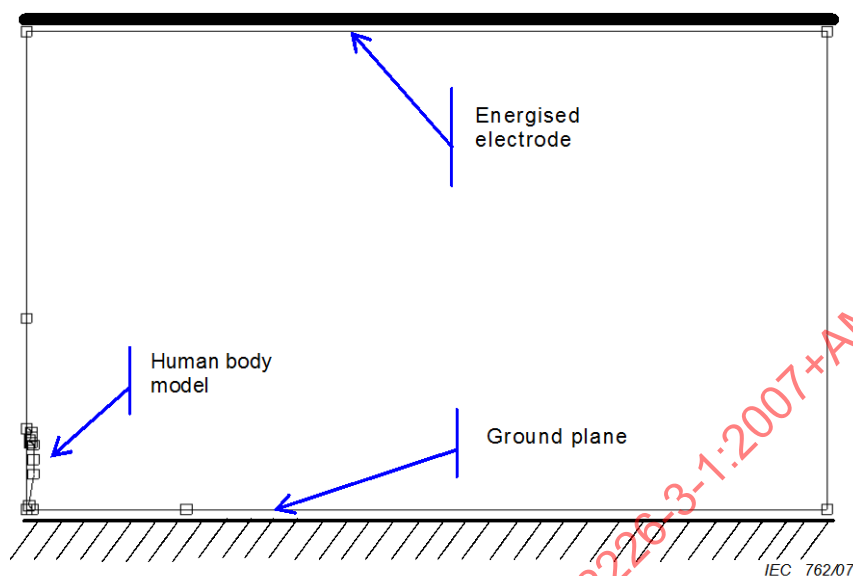


Figure 13 – Computation domain

The results are given hereafter for the reference man and woman.

5.3.2.1 Reference man model

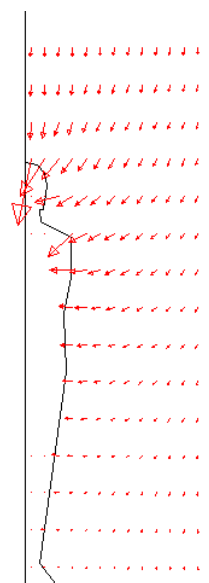
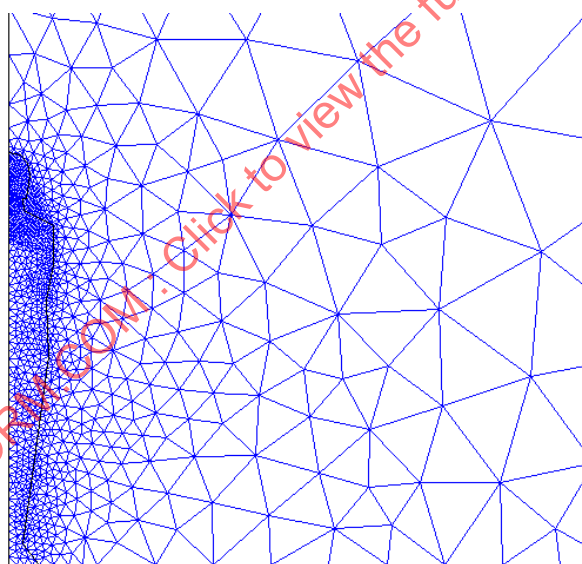


Figure 14 – Mesh of the man body model and distortion of power frequency electric field lines close to model

Figure 14 shows the perturbed electric field in the air, close to the model. In the same way as previously, the human body model distorts the lines of electric field, which become perpendicular to the surface of the body. Without the human body model or far from it, these lines of electric field are vertical.

Figure 15 gives the distortion of the electric field equipotential lines due to the presence of the human body model, and the distribution of the electric field magnitude. The distortion is the strongest close to the head of the model, which also means that the electric field is the stronger in this area.

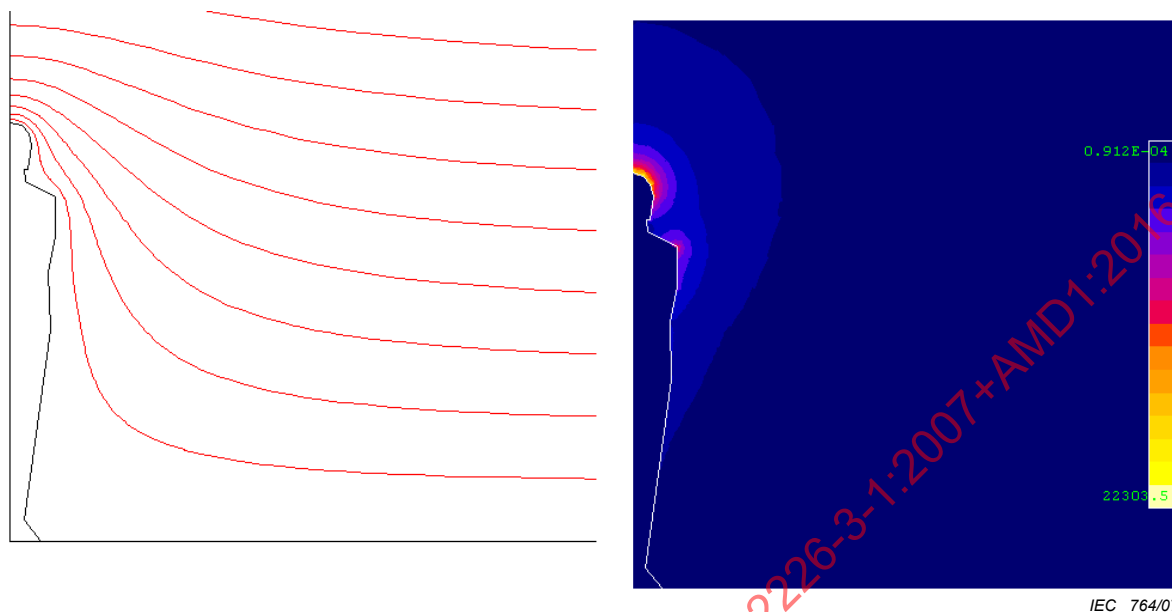


Figure 15 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (man model)

The maximum value of the electric field in the air around the head is 18 kV/m (without the human body model, the unperturbed external electric field value is $E_0 = 1$ kV/m).

Figure 16 gives the result of the computation of induced currents inside the human body model. These values have been calculated along the rotational axis of the model. These values correspond to an unperturbed 50 Hz electric field $E_0 = 1$ kV/m.

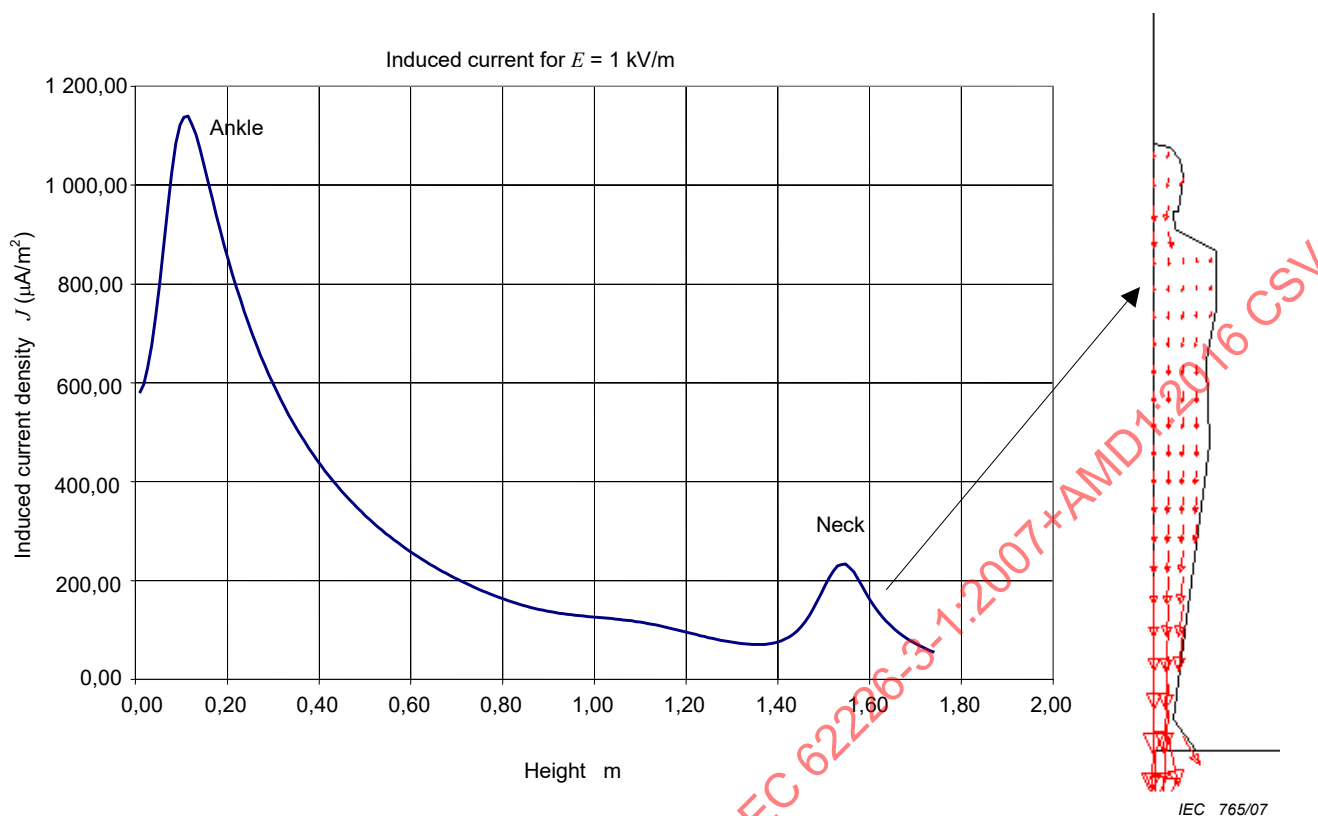


Figure 16 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the man model at 50 Hz

The value of the induced current density J_A is given in mA/m^2 . The induced current density is higher where the cross section of the model is small (neck or ankle).

5.3.2.2 Reference woman model

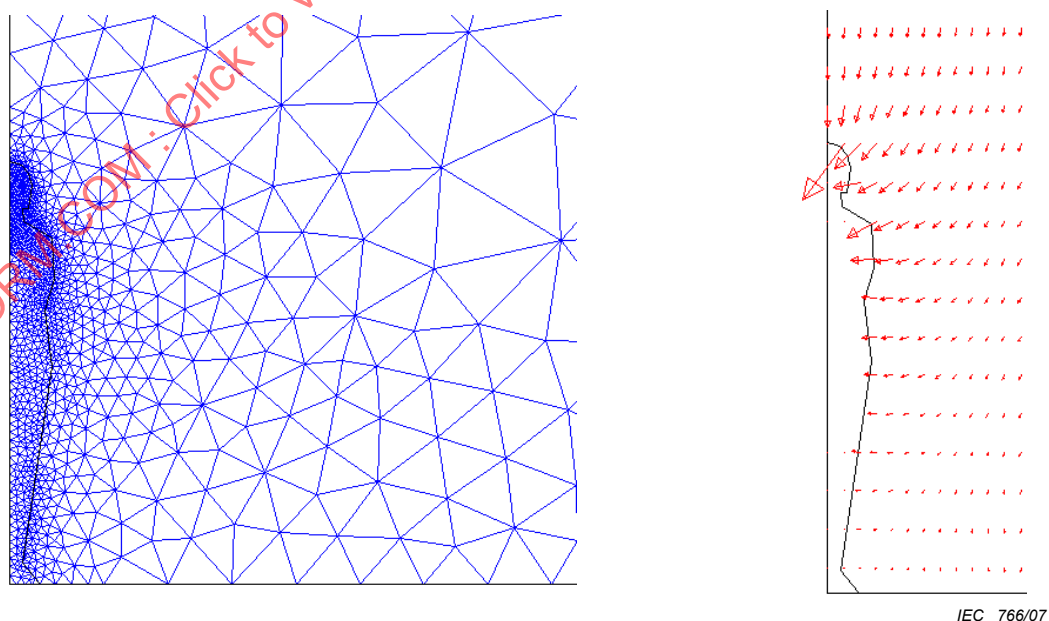
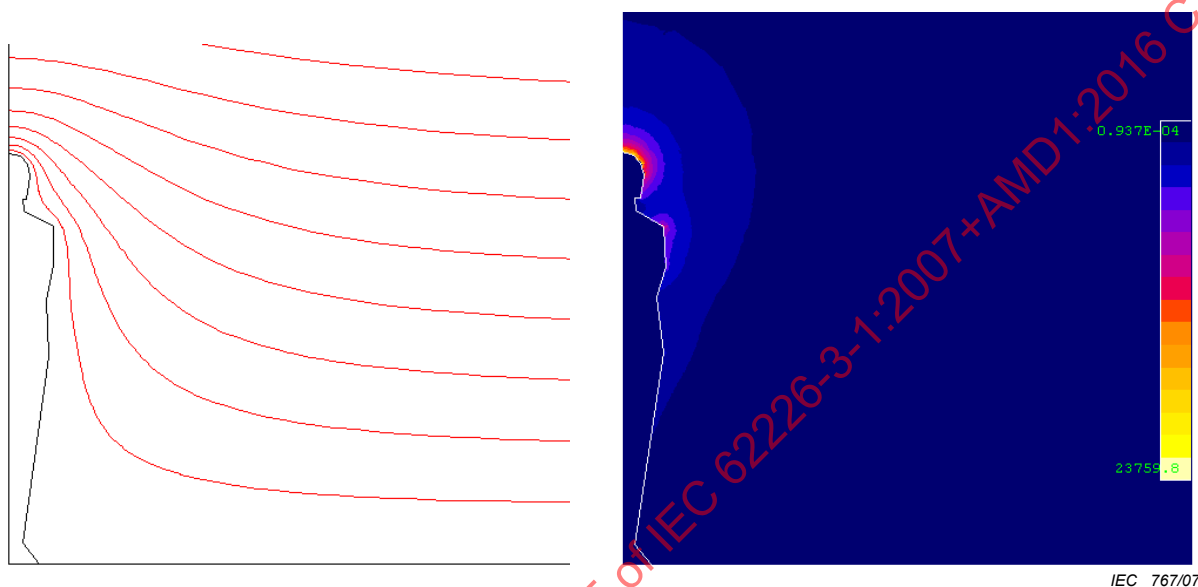


Figure 17 – Mesh of the woman body model and distortion of power frequency electric field lines close to model

Figure 17 shows the perturbed electric field in the air, close to the model. In the same way as previously, the human body model distorts the lines of electric field, which become perpendicular to the surface of the body. Without the human body model or far from it, these lines of electric field are vertical.

Figure 18 gives the distortion of the electric field equipotential lines due to the presence of the human body model, and the distribution of the electric field magnitude. The distortion is the strongest close to the head of the model, what also means that the electric field is the stronger in this area.



IEC 767/07

Figure 18 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (woman model)

The maximum value of the electric field in the air around the head is 18 kV/m (without the human body model, the unperturbed external electric field value is $E_0 = 1$ kV/m).

Figure 19 gives the result of the computation of induced currents inside the human body model. These values have been calculated along the rotational axis of the model. These values correspond to an unperturbed electric field $E_0 = 1$ kV/m.

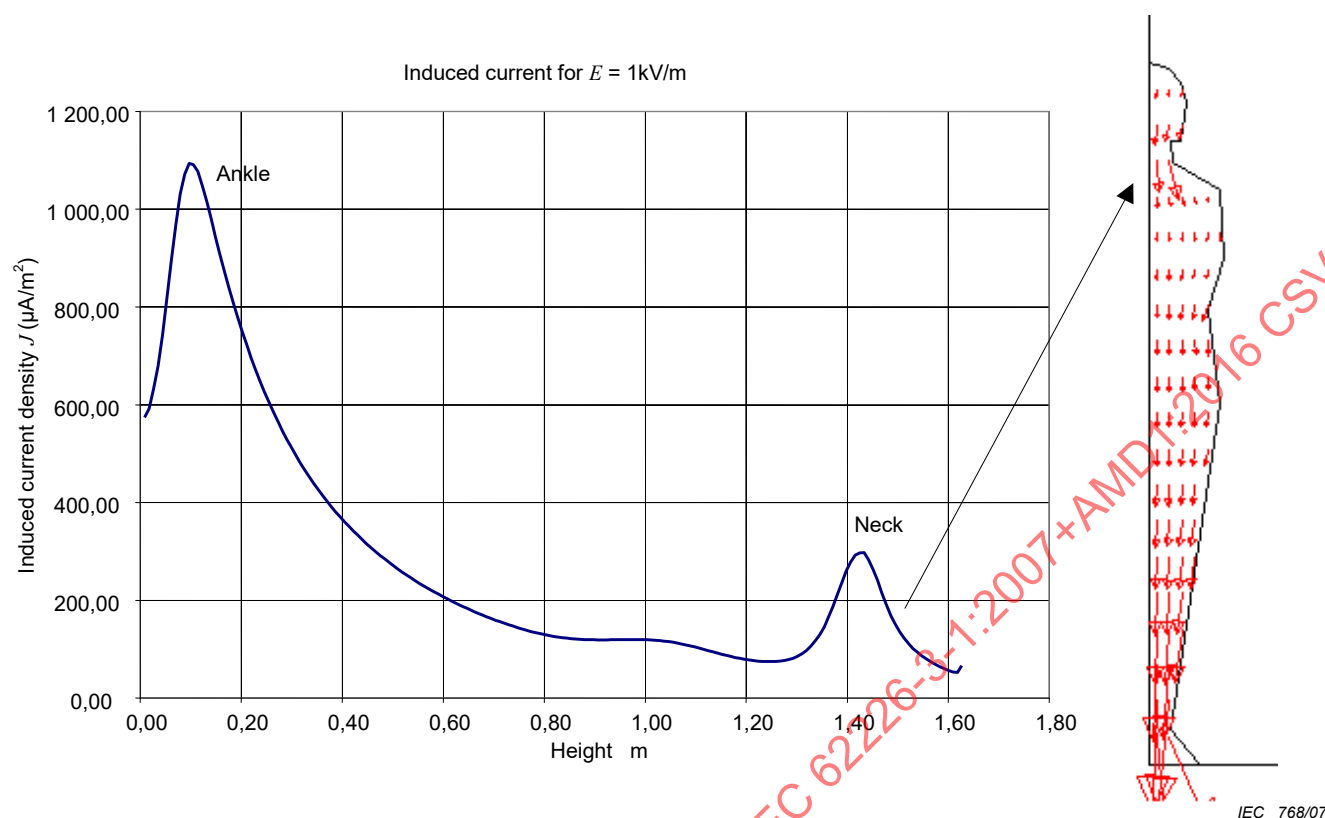


Figure 19 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the woman model at 50 Hz

The value of the induced current density J_A is given in mA/m². The induced current density is higher where the cross section of the model is small (neck or ankle).

5.4 Comparison of the analytical and numerical models

With the realistic shape model presented in 4.4 and developed in Annex B, the highest current densities are found in areas with small sections like the neck or the ankles, whereas with semi-spheroid models, the induced current density is constant along the vertical axis.

Table 5 compares the results in the neck for the numerical and the analytical realistic model for 3 different human shapes (man, woman and child). For comparison purposes, the values used by ICNIRP are also given in Table 5.

Table 5 – Comparison of values of the shape factor for electric field K_E and corresponding current densities for an unperturbed 50 Hz electric field of 1 kV/m

	Reference man	Reference woman	Reference 10 years old child	~~ICNIRP data~~ 5 kV (50 Hz) – 2 mA/m ² ^a	5 kV (50 Hz) – 20 mV/m ($\sigma = 0,2$ S/m) ^a
K_{EZ} analytical A·s/V·m	$4,88 \times 10^{-9}$	$5,72 \times 10^{-9}$	$5,16 \times 10^{-9}$	8×10^{-9}	$1,6 \times 10^{-8}$
K_{EZ} numerical A·s/V·m	$4,66 \times 10^{-9}$	$5,94 \times 10^{-9}$	$4,98 \times 10^{-9}$		
$J_{A \max.}$ analytical mA/m ²	0,244	0,286	0,258	0,40	0,80
$J_{A \max.}$ numerical mA/m ²	0,233	0,297	0,249		
^a ~~ICNIRP guidelines (1998) do not give much information on the model used for the calculation of currents induced by low frequency electric field. For simplification, it is considered that a reference level of 5 kV/m corresponds, at 50 Hz, to a basic restriction of 2 mA/m². It is assumed that unperturbed electric field of 5 kV/m corresponds, at 50 Hz, to 2 mA/m² for induced current density, and 20 mV/m ($\sigma = 0,2$ S/m assumed) for internal electric field as conservative values. The corresponding value for K_E is calculated using equation (2).~~					

There is a good agreement between the results for the analytical and the numerical modelling of the axisymmetrical body model.

For example, an electric field of 8 kV/m at 50 Hz is calculated to give an averaged induced current in the neck of reference man of 1,84 mA/m² with the numerical method and of 1,95 mA/m² with the analytical method. As explained in 6.4, the current density in the spinal cord should be lower.

6 Influence of electrical parameters

6.1 General

This clause studies the influence of electrical characteristics of living tissues on the results of the computation of induced currents. Two parameters are studied: relative electrical permittivity and electrical conductivity.

The computation conditions and domain are similar to those used in the previous clause.

6.2 Influence of permittivity

A series of computations have been performed using a constant electrical conductivity of the sphere ($\sigma = 0,2$ S/m), and different values of relative electrical permittivity: $\epsilon_r = 100, 10^3, 10^5, 10^7$.

Detailed results are not given, but the computation results have proved to be independent of the value of the relative electrical permittivity in this range of permittivity.

6.3 Influence of conductivity

A series of computations have been performed using a constant relative electrical permittivity ($\epsilon_r = 10^5$) and different values of electrical conductivity: $\sigma = 0,1; 0,2; 0,4$ and $0,8$ S/m.

Results of computation have shown that the magnitude of the induced current is independent of the conductivity.

As a conclusion, the induced current density is dependent only on the geometry of the human body when the electrical parameters are homogeneous in the body. However, when the electrical parameters are non-homogeneous in the body, the current density is highly dependant of the variations of electrical parameters between adjacent organs.

NOTE The internal electric field E_i is dependent on the conductivity since it is calculated from the current density J as $E_i = J/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model.

6.4 Non-homogeneous conductivity

Guidelines such as those of ICNIRP specify the basic restriction in terms of the current density in the central nervous system rather than in the neck as a whole. Because the conductivity of the spinal cord is lower than the average conductivity of the neck, the current density in the spinal cord is lower than the average in the neck. The data for conductivity presently available are not good enough to determine the reduction factor with any confidence. More experimental work is in progress to provide more reliable conductivity information and will be published as Part 4 of this standard. These data will be used to recommend in Part 4 an appropriate reduction factor.

7 Measurement of currents induced by electric fields

7.1 General

Internal body currents are induced in a body when partial or whole-body exposures to fields occur. Special measurement techniques are used to evaluate the induced currents. A complication associated with evaluating the magnitude of induced current relates to pathways through which these currents flow in the body. With electric field exposure, the induced currents flow through the body, or parts of the body, commonly through the legs and the feet to the ground or floor (whichever is the lowest potential surface in contact with the body). In this case, use of instrumentation, which is in effect placed in series with the body and ground, can provide a measure of these electric-field induced currents.

Body currents are generally taken to be the induced current associated with exposure of the body to radio frequency fields, but without any direct contact with objects other than the ground upon which the subject may be standing. Several common techniques are used for measuring body currents including clamp-on “loop” type current transformers for measuring current through the ankle or calf, and parallel plate “stand-on-meters” for measuring currents that flow to ground through the feet.

7.2 Current flowing to the ground

The current flowing into the ground can be found from the product of the current density J_S and the cross sectional area of the spheroid at ground level.

$$I_g = J_S \pi R^2$$

This current can be measured [14,22,40,45].

The corresponding current to ground per kV/m for reference man is 13,2 μ A and for reference woman is 11,4 μ A at 50 Hz.

EPRI [25] presents an empirical equation for the current flowing to ground from a person of height h standing in a vertical electric field E .

$$I_g = 2\pi f \varepsilon_0 h^2 \tan^2(35,7^\circ) E$$

This gives 14,0 µA per kV/m for reference man and 12,0 µA per kV/m for reference woman at 50 Hz. These values are 5 % higher than the completely independent method described above. Exact agreement with EPRI's method occurs for more portly people having $L/R = 9,073$.

NOTE The calculation method takes into account a perfect contact with ground. In real exposure condition, the impedance of the contact decreases the level of induced current density in the body. The calculated induced current density value corresponds to the worst exposure situation.

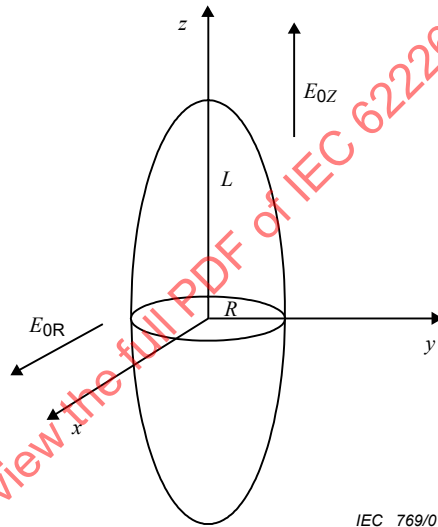
IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

Annex A (normative)

Analytical solutions for a spheroid in a uniform electric field

The spheroid has a major axis of length $2L$ on the Z -axis and a circular section in the XY plane with a radius R (Figure A1). The electromagnetic properties of the spheroid are defined by a complex dielectric constant $\varepsilon_i^* = \varepsilon_{ri}\varepsilon_0 - j\frac{\sigma}{\omega}$, where ε_{ri} and σ are respectively the relative permittivity and the electrical conductivity of the biological tissues; ε_0 is the permittivity of the vacuum and ω is the angular frequency of the external electric field.

The spheroid is placed in a uniform electric field E_0 with a direction either parallel to the rotational axis of the spheroid (Z -axis) or perpendicular to this axis (that is parallel to X - or Y -axis). It is therefore called respectively E_{0Z} and E_{0R} .



IEC 769/07

Figure A.1 – Conductive spheroid exposed to electric field

The current density induced inside the spheroid when the external field E_{0Z} is parallel to the major axis, and under the assumption that $L/R > 1$ (human model), is given by [61, 62].

$$J_{SZ} = \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{1 + \left(\varepsilon_i^* / \varepsilon_e^* - 1 \right) \left(u_0^2 - 1 \right) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \quad (\text{A.1})$$

This current density in the spheroid has the same direction as the external field and is therefore called J_{SZ} .

In equation (A.1) ε_e^* is the complex dielectric constant of the external media and

$$u_0 = 1 / \sqrt{1 - (R/L)^2}$$

The current density induced inside the spheroid when the external field E_{0R} is perpendicular to the rotational axis, is given by

$$J_{SR} = \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{1 + \left(\varepsilon_i^* / \varepsilon_e^* - 1 \right) \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \quad (A.2)$$

This current density in the spheroid has the same direction as the external field and is therefore called J_{SR} .

For frequencies up to at least 100 kHz and probably as high as 1 or 10 MHz, it can be assumed that $\varepsilon_{ri} \varepsilon_0 \omega / \sigma \ll 1$ for electrical parameters of the biological tissue. Taking this and the properties of the surrounding air into account, the following expression can be written:

$$\begin{aligned} \varepsilon_i^* &= \varepsilon_{ri} \varepsilon_0 - j \frac{\sigma}{\omega} \cong -j \frac{\sigma}{\omega} \\ \varepsilon_e^* &= \varepsilon_0 \end{aligned}$$

so that

$$\frac{\varepsilon_i^*}{\varepsilon_e^*} - 1 \cong -j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}$$

Introducing the previous approximations, equations (A.1) and (A.2) become, respectively:

$$\begin{aligned} J_{SZ} &= \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} (u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \\ &\cong \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{-j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} (u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \\ &= j \frac{\omega \varepsilon_0 E_{0Z}}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \end{aligned} \quad (A.3)$$

$$\begin{aligned} J_{SR} &= \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \\ &\cong \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{-j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \\ &= j \frac{2 \omega \varepsilon_0 E_{0R}}{u_0 \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \end{aligned} \quad (A.4)$$

The shape factor for electric field K_E is given by:

$$K_{EZ} = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1)[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1]} \quad \text{for } E_{0Z} \text{ parallel to } Z\text{-axis}$$

$$K_{ER} = \frac{4\pi\epsilon_0}{u_0[u_0 - (u_0^2 - 1)\coth^{-1}(u_0)]} \quad \text{for } E_{0R} \text{ perpendicular to } Z\text{-axis}$$

It is worthwhile noting that the shape factor for electric field K_E depends only on geometrical data and is largely independent of the electrical parameters and frequency.

K_{EZ} can be simplified using the identity

$$\coth^{-1}(u_0) = 0,5 \ln \left(\frac{u_0 + 1}{u_0 - 1} \right) \quad (|u_0| > 1)$$

giving

$$J_{SZ} = \omega\epsilon_0 E_0 \left\{ \frac{1}{(u_0^2 - 1)[u_0 0,5 \ln[(u_0 + 1)/(u_0 - 1)] - 1]} \right\}$$

NOTE The internal electric field E_{iSZ} can be calculated from the current density J_{SZ} as $E_{iSZ} = J_{SZ}/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model.

Annex B (normative)

Human body axisymmetrical model

B.1 General

Clause B.2 describes how data from an anthropometric survey of a large sample of men and women were used to develop the generalised axisymmetrical model. Clause B.3 describes how the generalised axisymmetrical model can be applied to create a specific axisymmetrical body model for any body height or mass for man or woman. The method has been used to produce the coordinates for reference man and reference woman given in Table B.4 and illustrated in Figure 6.

B.2 Development of axisymmetrical models

An anthropometric survey [56] presents statistics relating to 180 different measurements on 2208 women and 1774 men chosen to be a representative sample of the US Army in 1988. Summary statistics presented for each measure include minimum, maximum, mean and 25 different percentiles. The model was developed using key measures, combined to give 13 (radius, height) co-ordinates on the surface of the axisymmetrical model of the body. The points are joined by straight lines as shown in Figure B.1 and rotated about the vertical axis to give the full model.

Separate models could in principle have been developed for each statistic. The statistics selected were the male-median and female-median. The data for the mean and median statistics were almost identical for all measures. The vertical and radial dimensions of each model were divided by the height to give normalised models.

Table B.1 gives the measures from the anthropometric survey to give the heights in the axisymmetrical model and Table B.2 gives the measures used for the circumference. Numbers in brackets are the reference number of the measure from the survey.

The model represents a person standing upright, with legs and feet together and arms at their side. The radii were chosen as the radius of the circle having the same circumference as the measured circumference being represented. In the region of the torso the radius include the arms, and for the legs the radius includes both legs combined. The anthropomorphic survey gives separate limb circumferences, a proportion of which needed to be combined with the appropriate torso measure.

The model has the chin held up so that the front of the jaw bone is at the same height as the back of the jaw bone. Although it would normally be lower, this gave a simpler scenario to model.

Additional positions may be added between these set positions by linear interpolation to allow currents to be calculated at the intermediate positions.

The method for adjusting the dimensions of the normalised model to correspond to the reference heights and mass from ICRP are given in Annex B.2

Table B.1 – Measures from antropomorphic survey used to construct vertical dimensions of axisymmetrical model [56]

Position		Height
1	Top	Height (99)
2	Near top of head	Height (99) – $(1-\sqrt{3}/2) \times$ (Top of head to glabella (i.e. to bottom of forehead) (H19))
3	Top of forehead	Height (99) – $\frac{1}{2} \times$ Top of head to glabella (i.e. bottom of forehead) (H19)
4	Bottom of forehead	Height (99) – Top of head to glabella (i.e. to bottom of forehead) (H19)
5	Chin	Height (99) – Top of head to gonion (i.e. to the angle at back of jawbone) (H21)
6	Top of neck	Height (99) – Top of head to gonion (i.e. to angle at back of jawbone) (H21)
7	Base of neck	Height of base of neck at side side (82)
8	Shoulders	Acromial (ie shoulder) height (2)
9	Chest + upper arms	Chest height (37)
10	Natural waist + elbows	Waist height (natural indentation) (118)
11	Buttocks + wrists	Buttock height (25)
12	Ankles	$0,05 \times$ Height (99)
13	Feet	0

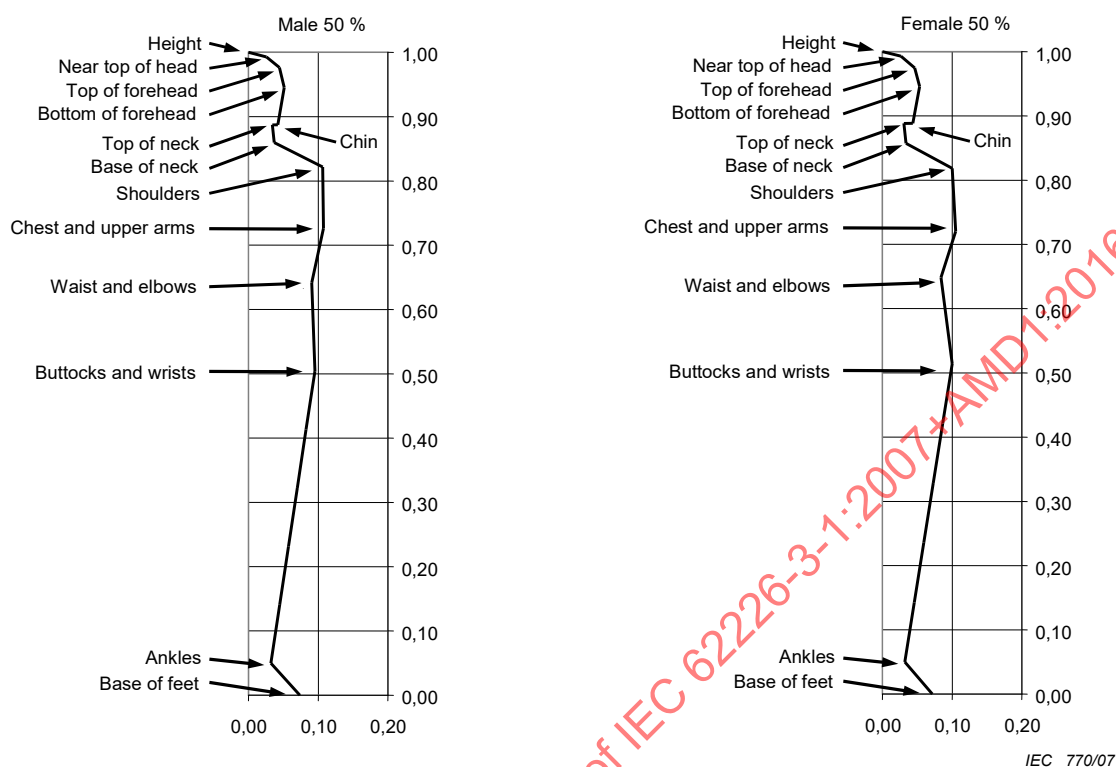
The numbers in brackets are the reference number of the measure from the survey.

Table B.2 – Measures from antropomorphic survey used to construct the radial dimensions of axisymmetrical model [56]

Position		Circumference
1	Top	0
2	Near top of head	$0,5 \times 2\pi \times$ (Top of head to glabella (ie bottom of forehead) (H19))
3	Top of forehead	$(1-\sqrt{3}/2) \times$ Circumference of head (61)
4	Bottom of forehead	Circumference of head (61)
5	Under chin	$0,8 \times$ circumference of head (61)
6	Top of neck	Neck circumference (80)
7	Base of neck	Neck circumference at base of neck (81)
8	Shoulders	Shoulder circumference (90)
9	Chest + upper arms	Chest circumference (33) + $0,3 \times 2 \times$ axillary (ie upper) arm circumference (7)
10	Natural waist + elbows	Waist circumference at natural indentation (113) + $0,3 \times 2 \times$ Elbow circumference (47)
11	Buttocks + wrists	Buttock circumference (23) + $0,2 \times 2 \times$ Wrist circumference (126)
12	Ankles	$0,8 \times 2 \times$ Ankle circumference (5)
13	Feet	$0,92 \times 2 \times$ (Heel breadth (64) + Foot breadth (horizontal) (50) + foot length (51))

The radii are obtained from the circumferences presented by dividing by 2π .
The numbers in brackets are the reference number of the measure from the survey.

B.3 Application of the axisymmetrical body model



Left: man, right: woman.

Figure B.1 – Normalised axisymmetrical models.

Figure B.1 illustrated the radial cross section of the normalised model for men and women which was developed in Clause B.2. The model is defined by 13 (radius, height) coordinate pairs, which are given in Table B.3. All dimensions are expressed as dimensionless quantities by dividing them by the height.

Table B.3 – Normalised model dimensions

	Man – median		Woman – median	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,000 0	0,000 0	1,000 0
Near top of head	0,027 4	0,992 7	0,027 1	0,992 7
Top of forehead	0,044 6	0,972 6	0,046 2	0,972 9
Bottom of forehead	0,051 5	0,945 2	0,053 4	0,945 9
Chin	0,042 2	0,887 3	0,043 8	0,888 3
Top of neck	0,034 3	0,887 3	0,030 8	0,888 3
Base of neck	0,037 0	0,859 7	0,033 8	0,857 2
Shoulders	0,106 5	0,821 6	0,100 0	0,818 3
Chest + upper arms	0,107 7	0,726 3	0,105 1	0,720 3
Natural waist + elbows	0,090 7	0,641 6	0,084 1	0,648 5
Buttocks + wrists	0,095 3	0,504 1	0,100 3	0,514 1
Ankles	0,032 2	0,050 0	0,032 1	0,050 0
Feet	0,073 7	0,000 0	0,071 8	0,000 0
Surface area, SB_N	0,481 6		0,479 0	
All dimensions are expressed as dimensionless quantities by dividing them by the height.				

The model was constructed from the median dimensions for men and women from the anthropometric survey. The differences between the male and female versions of the normalised models are minimal and are unlikely to affect the results significantly. The differences that do occur are in the height and weight used, and these do affect the results.

The normalised (outward facing) surface area SB_N (also in dimensionless units) is given in the bottom row of the table. The surface area is proportional to the height and radius which had both normalised by dividing by the height. Thus for a person of height L and with the normalised shape, the surface area is:

$$SB = L^2 SB_N \quad (B-1)$$

The model can be used to represent a person with any height L and surface area SB_R . To do this the normalised dimensions are first multiplied by the required height L to give the model for a person of height L and surface area $L^2 SB_N$. The radial dimensions are then adjusted using the factor $SB_R / (L^2 \times SB_N)$ to give the final axisymmetrical model radius. Thus to obtain the final radial dimensions, the normalised radii are multiplied by $L \times SB_R / (L^2 \times SB_N)$ or $SB_R / (L \times SB_N)$.

ICRP [38] provides statistical data for the population as a whole and gives reference values for the height, weight and surface area for male and female adults and children which are given in Table 1 and C.1 respectively. The dimensions of the axisymmetric model for reference man and women are given in Table B.4.

Table B.4 – Axisymmetric model dimensions for reference man and reference woman whose mass and height are defined by ICRP [38] and are given in Table 1

	Reference man		Reference woman	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,760 0	0,000 0	1,630 0
Near top of head	0,050 1	1,747 1	0,046 9	1,618 2
Top of forehead	0,081 5	1,711 8	0,080 2	1,585 9
Bottom of forehead	0,094 2	1,663 5	0,092 6	1,541 7
Chin	0,077 2	1,561 6	0,075 9	1,447 9
Top of neck	0,062 8	1,561 6	0,053 4	1,447 9
Base of neck	0,067 6	1,513 0	0,058 6	1,397 2
Shoulders	0,194 8	1,446 0	0,173 4	1,333 9
Chest + upper arms	0,197 0	1,278 3	0,182 2	1,174 0
Natural waist + elbows	0,165 9	1,129 3	0,145 8	1,057 1
Buttocks + wrists	0,174 3	0,887 3	0,173 8	0,838 0
Ankles	0,058 9	0,088 0	0,055 6	0,081 5
Feet	0,134 9	0,000 0	0,124 4	0,000 0
SB_R	1,557		1,363	

To produce an axisymmetrical model for a male or female person of height L and mass M :

- * select body height L in metres
- * select body mass M in kg
- * determine SB_R required from L and M using equations (3) and (4).
- * select man or woman
- * identify column in table B.3 giving vertical normalised dimensions and multiply by L to give the actual vertical dimensions
- * identify the column in Table B.3 giving the radial normalized dimension for a man or woman as required, and multiply the values by $SB_R / (SB_N L)$ to give the actual radial dimensions for the axisymmetric model, where SB_N is taken from the bottom row of Table B.3.

Annex C (informative)

Child body model

C.1 Reference children model

ICRP [38] provides statistical data for the population as a whole and gives reference values for the height, weight and surface area for male and female adults and children. Their reference values for age 5,10, and 15 are given in Table C.1. Dimensions of the reference children are given in Table C.2.

Table C.1 – Reference values provided by ICRP for male and female children

	Man			Woman		
	Height	Mass	Surface Area	Height	Mass	Surface Area
	m	kg	m ²	m	kg	m ²
15 years	1,67	56	1,62	1,61	53	1,55
10 years	1,38	32	1,12	1,38	32	1,12
5 years	1,09	19	0,78	1,09	19	0,78

Table C.2 – Dimensions of the reference children (in m, except SB_R in m²)

	Reference 15-year-male		Reference 15-year-female		Reference 10-year-old child		Reference 5-year-old child	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,670 0	0,000 0	1,610 0	0,000 0	1,380 0	0,000 0	1,090 0
Near top of head	0,045 3	1,657 7	0,044 5	1,598 3	0,037 9	1,369 9	0,032 9	1,082 0
Top of forehead	0,073 7	1,624 2	0,076 1	1,566 4	0,061 6	1,342 2	0,053 5	1,060 1
Bottom of forehead	0,085 1	1,578 5	0,087 9	1,522 8	0,071 2	1,304 4	0,061 7	1,030 2
Chin	0,069 8	1,481 8	0,072 0	1,430 1	0,058 4	1,224 5	0,050 6	0,967 1
Top of neck	0,056 8	1,481 8	0,050 7	1,430 1	0,047 5	1,224 5	0,041 2	0,967 1
Base of neck	0,061 1	1,435 6	0,055 6	1,380 1	0,051 1	1,186 3	0,044 3	0,937 0
Shoulders	0,176 1	1,372 0	0,164 6	1,317 5	0,051 1	1,186 3	0,127 7	0,895 5
Chest + upper arms	0,178 1	1,212 9	0,173 0	1,159 6	0,051 1	1,186 3	0,129 1	0,791 7
Natural waist + elbows	0,150 0	1,071 5	0,138 4	1,044 1	0,051 1	1,186 3	0,108 7	0,699 4
Buttocks + wrists	0,157 6	0,841 9	0,165 0	0,827 8	0,051 1	1,186 3	0,114 3	0,549 5
Ankles	0,053 2	0,083 5	0,052 8	0,080 5	0,044 5	0,069 0	0,038 6	0,054 5
Feet	0,121 9	0,000 0	0,118 1	0,000 0	0,102 0	0,000 0	0,088 4	0,000 0
SB_R	1,329		1,272		0,919		0,636	

C.2 Results

The results of analytical method are given in Table C.3.

Table C.3 – Results of analytical method for the reference children

	<i>L</i>	Mass	Surface Area reduced	Spheroid <i>R</i>	<i>L/R</i>	<i>J</i> spheroid	<i>J</i> in neck	<i>E</i> for 2 mA/m ²
	m	kg	m ²	m		mA/m ²	mA/m ²	kV/m
15 years - male	1,670	56	1,329	0,161	10,370	0,1449	0,262	7,62
15 years - female	1,610	53	1,272	0,160	10,087	0,1389	0,303	6,59
10 years - male/female	1,380	32	0,919	0,135	10,245	0,1422	0,258	7,76
5 years - male/female	1,090	19	0,636	0,117	9,292	0,1225	0,224	8,94

An example of a numerical calculation is illustrated in Figure C.1.

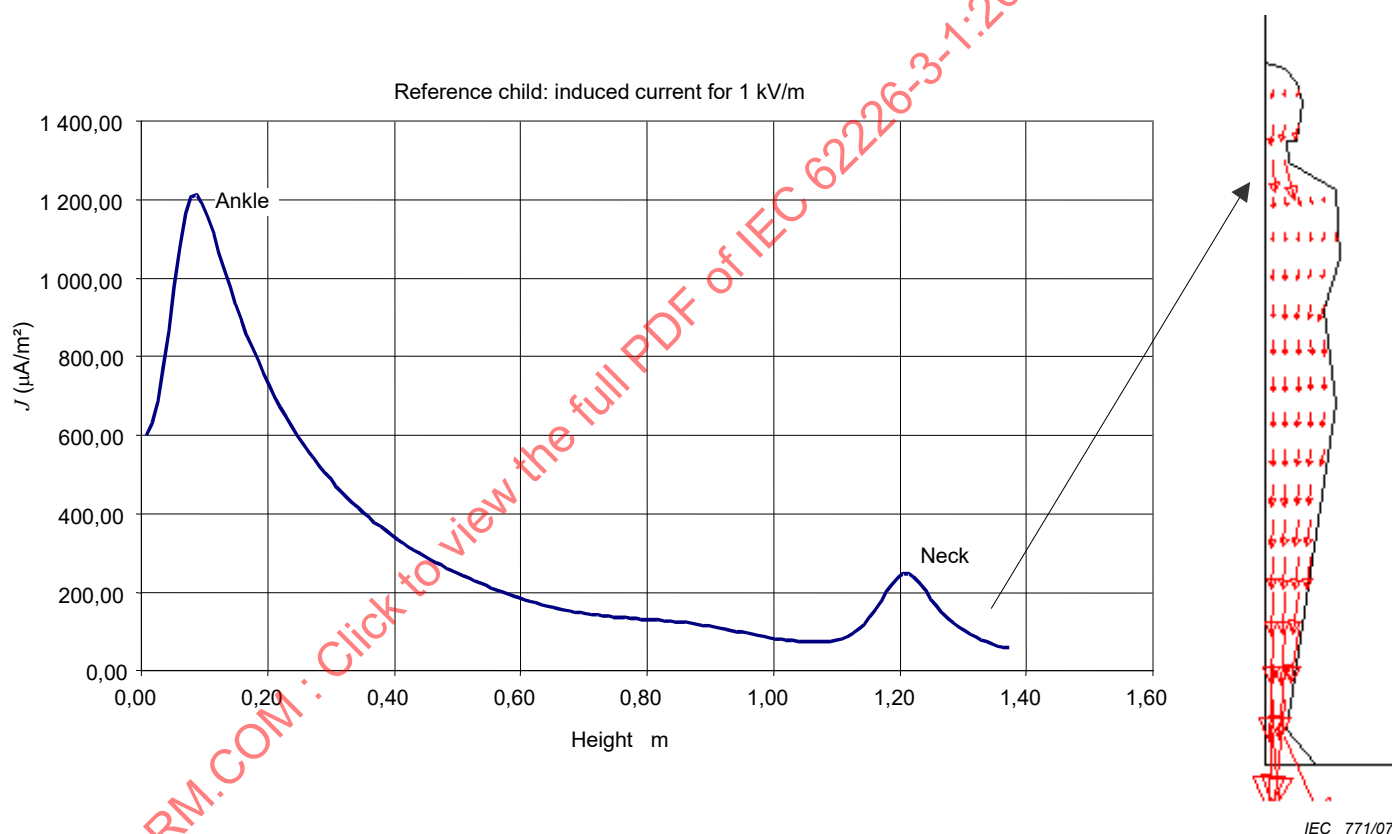


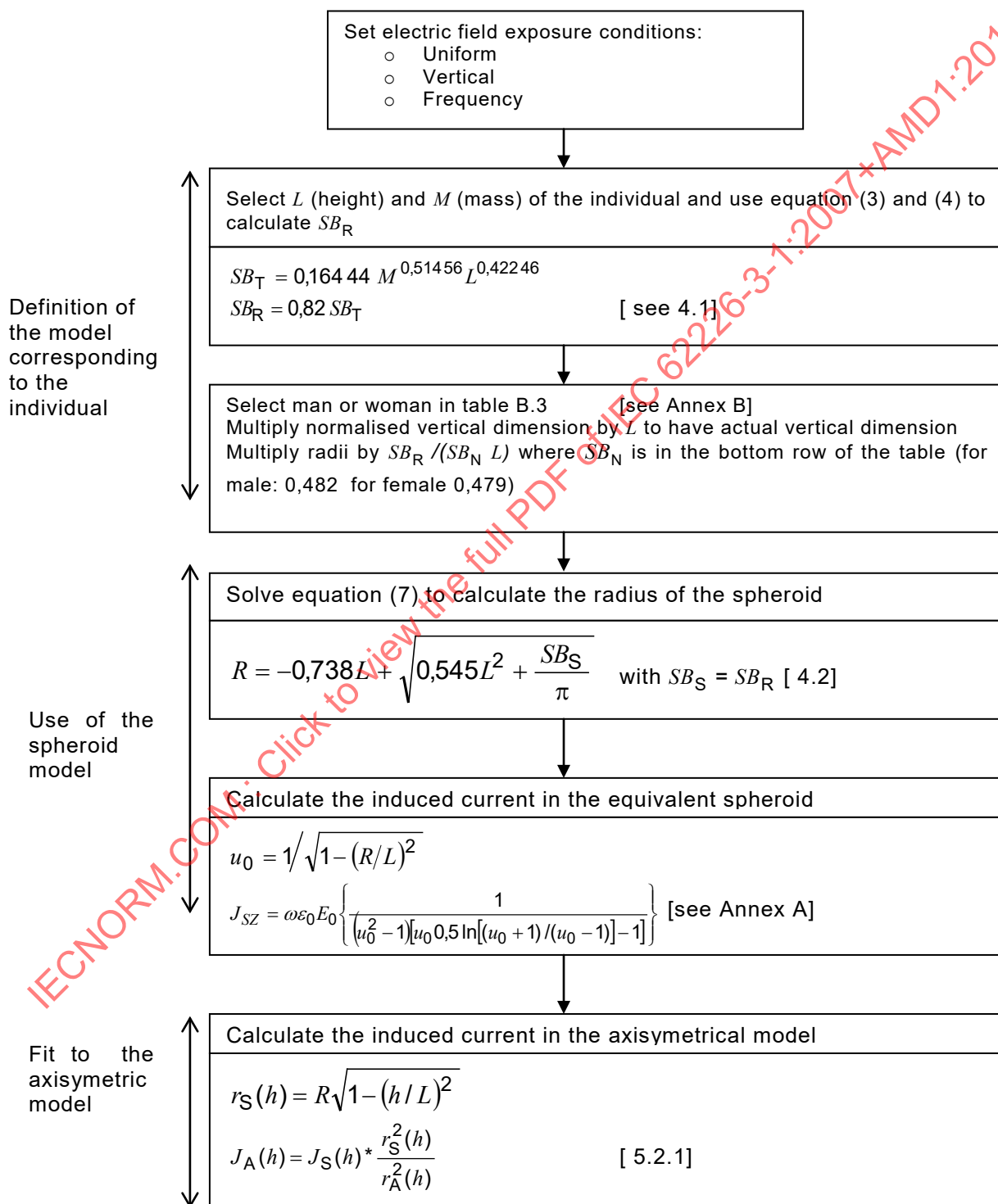
Figure C.1 – Computation of induced currents J_z along a vertical axis, and distribution of induced currents in the 10 years reference child model

The calculated value of the current density is 0,249 mA/m², which is very close to the result of the analytical method given in Table C.3.

Annex D (informative)

Example of use of this standard

D.1 General flowchart



D.2 Example on an individual

The use of the method to calculate the induced current in an individual is illustrated here.

Choose exposure conditions: For this illustration we assume the frequency $f = 50$ Hz and that the vertically polarised electric field $E_0 = 3,5$ kV/m.

Choose body dimensions. The body dimensions are characterised by the height L and mass M and whether it is a male or female body. Values are given by ICRP for an adult man and woman are reproduced in Table 1 and for children of age 5, 10 and 15 in Table C.1. The method can be used for these or any other combinations of L and M , for example to investigate the variation of induced current with body mass.

For this illustration, the dimensions for a woman are used: $L = 1,55$ m $M = 56$ kg.

Find surface area of body: Calculate the total surface area $SB_T = 0,1644 M^{0,514 56} L^{0,422 46}$ and the reduced surface area $SB_R = 0,82 SB_T$.

For this illustration

$$SB_T = 0,164 4 M^{0,514 56} L^{0,422 46} = 1,570 \text{ m}^2.$$

and

$$SB_R = 0,82 \times 1,899 = 1,287 \text{ m}^2.$$

Find dimensions of axisymmetric model: Refer to Table B.3 which gives normalised dimensions for the axisymmetric model for male and female persons. Select the columns for man or woman as required. Identify the surface area SB_N of the normalised axisymmetric model from the bottom row of the table.

For this illustration these are:

Table D.1 – Normalised dimensions of the women model

	Woman	
	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,000 0
Near top of head	0,027 1	0,992 7
Top of forehead	0,046 2	0,972 9
Bottom of forehead	0,053 4	0,945 9
Chin	0,043 8	0,888 3
Top of neck	0,030 8	0,888 3
Base of neck	0,033 8	0,857 2
Shoulders	0,100 0	0,818 3
Chest + upper arms	0,105 1	0,720 3
Natural waist + elbows	0,084 1	0,648 5
Buttocks + wrists	0,100 3	0,514 1
Ankles	0,032 1	0,050 0
Feet	0,071 8	0,000 0
SB_N	0,479 0	

Multiply the vertical coordinates of the normalized model by $L = 1,55$ and multiply the radial coordinates of the normalized model by $SB_R/(L * SB_N) = 1,287 / (1,55 * 0,4790) = 1,734$.

Table D.2 – Calculation of the dimensions for a specific person

	Normalised model		For chosen person	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,0000	1,0000	0,0000	1,5500
Near top of head	0,0271	0,9927	0,0470	1,5387
Top of forehead	0,0462	0,9729	0,0801	1,5080
Bottom of forehead	0,0534	0,9459	0,0926	1,4661
Chin	0,0438	0,8883	0,0759	1,3769
Top of neck	0,0308	0,8883	0,0534	1,3769
Base of neck	0,0338	0,8572	0,0586	1,3287
Shoulders	0,1000	0,8183	0,1734	1,2684
Chest + upper arms	0,1051	0,7203	0,1822	1,1165
Natural waist + elbows	0,0841	0,6485	0,1458	1,0052
Buttocks + wrists	0,1003	0,5141	0,1739	0,7969
Ankles	0,0321	0,0500	0,0557	0,0775
Feet	0,0718	0,0000	0,1245	0,0000

If taking the reference man as example, note the small differences between the radii shown here differ slightly from the values in Table B.4 because of rounding errors and because of a small additional reduction (of 0,4 % in this case) applied to the radii used within Table B.4 to bring the actual surface area of the axisymmetric model more precisely into agreement with the specified surface area SB_R . However it is not considered that this adjustment is material and has not been included as part of the method.

Find dimensions of spheroidal model:

The length of the semi-major axis of the spheroid is L . For this illustration this is 1,55 m.

Calculate the radius of the spheroid R from the equation:

$$R = -0,738L + \sqrt{0,545L^2 + \frac{SB_R}{\pi}}$$

For this illustration this is $R = 0,167\ 3$ m.

Find uniform current density in spheroid:

To calculate the current density in the spheroid, first calculate u_0 using

$$u_0 = 1/\sqrt{1 - (R/L)^2}$$

For this illustration $u_0 = 1,005\ 9$

$$J_{SZ} = \omega \varepsilon_0 E_0 \left\{ \frac{1}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 0,5 \ln[(u_0 + 1)/(u_0 - 1)] - 1 \right]} \right\}.$$

where $\varepsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$

and $\omega = 2\pi f$.

For this illustration $2\pi f = 314,2 \text{ s}^{-1}$ and $J_{SZ} = 0,427 \text{ mA/m}^2$.

Find current density in neck of axisymmetric model:

It is possible to find the current density throughout the axisymmetric model, for each radius-height coordinate pairs. For this illustration the current density is evaluated for the neck where the current density is maximum apart from the ankle.

For the illustration the radius at the neck is $r_A = 0,0586 \text{ m}$ at height $h = 1,3287 \text{ m}$.

First calculate the radius of the spheroid, r_S at height h , from

$$r_S = R \sqrt{1 - \left(\frac{h}{L}\right)^2}$$

For this illustration $r_S = 0,086 \text{ m}$

Then calculate the current density in the axisymmetric model J_A , at the chosen height h using:

$$J_A(h) = J_S \frac{r_S^2(h)}{r_A^2(h)}$$

For this illustration the current in the axisymmetric model $J_A = 0,923 \text{ mA/m}^2$.

Calculate the electric field that corresponds to a chosen current density:

The electric field E_{BR} corresponding to a basic restriction current density J_{BR} of, for example, 2 mA/m^2 can be found using

$$E_{BR} = J_{BR} / J_{A1(\text{neck})}$$

where $J_{A1(\text{neck})}$ is the current density in the neck of the axisymmetric model for an electric field of 1 kV/m .

For our illustration $J_{A1(\text{neck})}$ is $0,923/3,5 = 0,264 \text{ mA/m}^2$ per kV/m and $E_{BR} = 7,6 \text{ kV/m}$.

For the basic restrictions in terms of internal electric field, an E_{iBR} of, for example, 20 mV/m can be found using

$$E_{BR} = \sigma E_{iBR} / J_{A1(\text{neck})}$$

where σ is the conductivity of the human model. For such a case, $E_{BR} = 15,2 \text{ kV/m}$.

Annex E (informative)

Numerical calculation methods

E.1 General

Different calculation methods can be used for the determination of induced currents in the human body by an external electric field E_0 . Some of them are based on equivalent body models (spheroid, space potential) others use more realistic geometry (FEM, FDTD).

This annex gives an overview of different calculation methods. The information given in this annex are not sufficient for applying them, for which use should be made of the source materials referred to.

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

E.2 Spheroid model [46]

In this model, the human body is assumed to be a spheroid whose dimensions are similar to the human body. This computation is used to assess an analytical formula of the induced current density in the human body taking into account the geometrical properties of the spheroid and the external electrical field value E_0 .

Analytical calculation (see Annex A) gives for an electric field parallel to the major axis (Z-axis)

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0$$

where

f is the frequency of the source,

K_E is the shape factor for the electric field

$$K_E = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]}$$

where

$$u_0 = \frac{1}{\sqrt{1 - (R/L)^2}}$$

R is the radius of the half-spheroid;

L is the height of the half-spheroid.

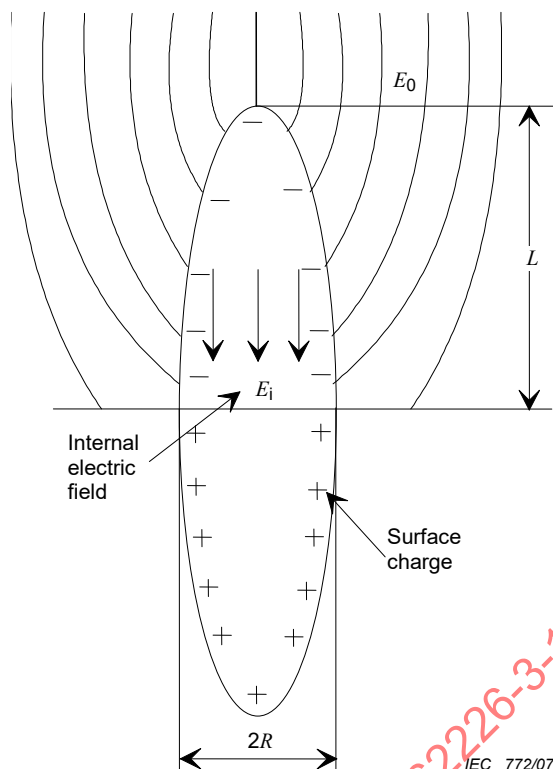


Figure E.1 – Spheroid model

E.3 Space potential method [22]

In this method (see Figure E.2):

- the equivalent capacity of the head of the body (equivalent to a spheroid) is determined,
- the potential of the head: $V = h \times E_0$ is calculated,
- the current coming from the head: $I = \omega \times C \times V$ is calculated.

This method is easy to use but is very imprecise and is not frequently used.

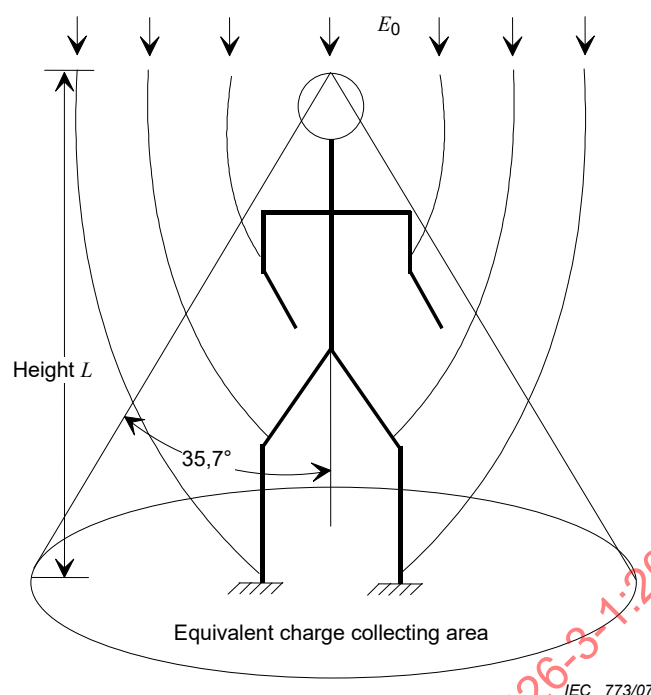


Figure E.2 – Space potential model

E.4 Charge simulation method [14, 1, 55, 59, 40]

The principle of the charge simulation method (CSM) is to simulate an actual electric field with a field formed by a finite number of imaginary charges situated inside the body. Values of simulation charges are determined by satisfying the boundary conditions at a number of contour points selected at the body surface ($V \approx 0$ in applied external field E_0). Once, the values of simulation charges are determined, then potential and electric field E of any point in the region outside the body (air) can be calculated using the superposition principle.

The computation of induced current is then based on the Coulomb's law which stated:

$$Q = \epsilon_0 \cdot \int_S \vec{E} \cdot d\vec{S}$$

Where S is the surface of the body.

The electric field is normal to the surface of the body and in the presence of alternating voltage the above equation can be expressed as:

$$I(t) = \frac{dQ}{dt} = \epsilon_0 \cdot \int_S \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \cdot d\vec{S}$$

The induced current on a section S_z in vertical Z-axis inside the human body is deduced by:

$$J = \frac{I}{S_z}$$

This method is used with a lot of types of charges: point, line, ring...

The matrix solution is relatively simple and this method is well used.

In our case, the human body should be homogeneous. If not, this method is not usable.

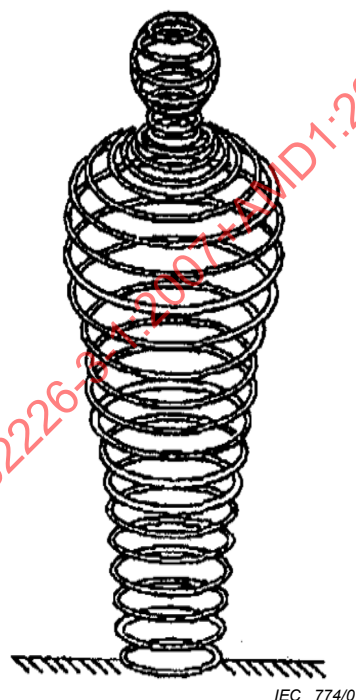


Figure E.3 – Example of charge simulation method using rings

E.5 Superficial charges integral equation method [9, 5, 10]

The induced charge distribution on the body by an external electric field is determined by this method and the formula $\text{div}(\vec{J}) = 0$ inside the body is solved to determine the repartition of the induced current density (see Figure E.4).

The methodology is as follows:

- Calculation of charge distribution on the surface of the body.

The surface of the body is divided into n small elements. On each element appears a superficial density of charges $\rho_s(i)$. In a space point, the potential is the resultant of the potential V_0 created by the external field E_0 , and the potential created by the superficial charges V_c .

The value of the potential due to the charge distribution is:

$$V_c(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int \frac{\rho_s(i)}{|r_p - r_i|} ds_i$$

The potential on the body is supposed to be constant and the following matrix system can be introduced: $[M] \times [\rho_s] + [V_0] = [V_{\text{body}}]$, with:

$$M_{i,j} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \sum_{i=1}^N \left[\int_{S_j} \frac{\rho_s(j)}{|r_i - r_j|} ds_j - \int_{S_j'} \frac{\rho_s(j)}{|r_i - r'_j|} ds'_j \right].$$

The matrix of the density of charges is obtained by the relation between the current through the body and the charge density:

$$I = j \oint \rho_s(j) \cdot ds_j = j \varpi \cdot \sum_{j=1}^N \rho_s(j) \cdot ds_j$$

- Calculation of the electric field at the surface of the body using the relation: $E_s = \frac{\rho_s}{\epsilon_0}$.
- Calculation of the current circulating inside the body using the relation: $I = j \oint \rho_s \cdot ds$.
- Calculation of the perpendicular component of the current density using the relation:

$$J_n = \frac{I}{S_x}$$
- Calculation of the tangential component of the current density using the relation:

$$\text{div}(\vec{J}) = 0$$
- Calculation of the internal electric field using the Ohm's relation $E = \frac{\vec{J}}{\sigma}$

With this method, the superficial charge density is precisely calculated but the calculation of the induced current density is approximate due to the hypothesis of homogeneity of physical parameters inside the human body.

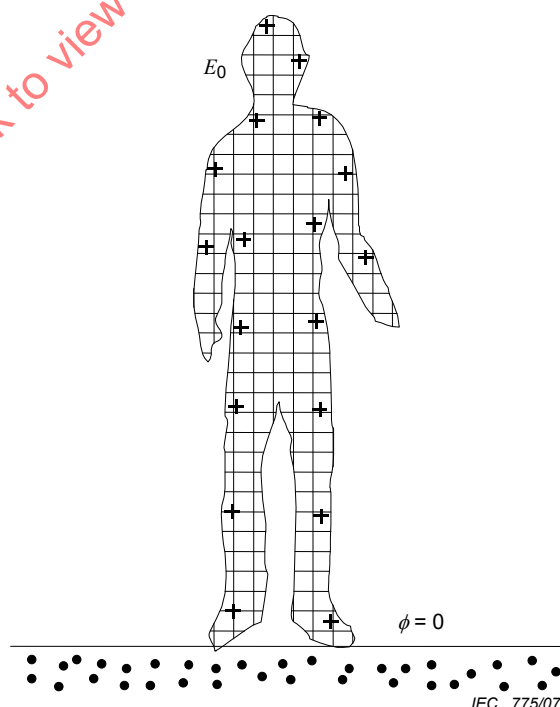


Figure E.4 – Superficial charges integral equation method, cutting of the body into N elements

E.6 Finite element method [10,12,13, 26]

In this method, a physical equation is solved using finite elements. The equations are:

- $\text{div}(\sigma \cdot \vec{\text{grad}}(\phi) + \frac{d}{dt}(\varepsilon \cdot \vec{\text{grad}}(\phi))) = 0$ with ϕ = potential
- $\text{div}(\frac{\sigma}{\varepsilon_0} \cdot \vec{E} + j \cdot \omega \varepsilon_r \cdot \vec{E}) = 0$.

These equations are due to the conservation of the current and can be written as:

$$(\sigma + j \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r) \cdot \nabla^2 \phi = 0 \text{ (Laplace equation)}$$

The electric field is determined in the space and the induced current density in the body is calculated using the formula:

$$J = \sigma \cdot E$$

For the calculation, all the space have to be meshed including the air and the time of calculation is important.



IEC 776/07

Figure E.5 – Mesh of the body using finite element method

E.7 Impedance method [11]

In this method, the induced current distribution inside the body is determined by supposing that the body is equivalent to an impedance network. The methodology:

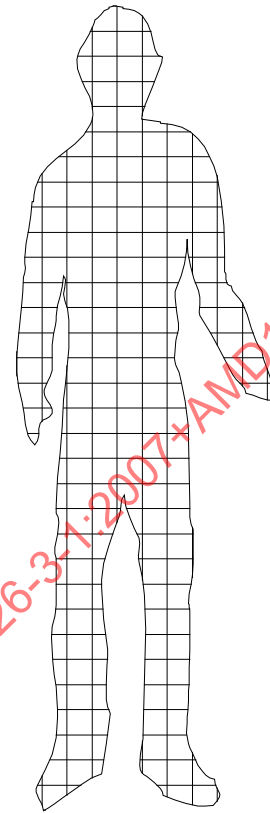
- splitting the human body into a grid of elements;
- calculation of equivalent impedance of each element

$$R_m^{i,j,k} = \frac{\Delta_m}{\Delta_n \cdot \Delta_p \cdot \sigma_m^{i,j,k}}$$

where i , j and k are the indices of the considered element, m the direction of calculation, $\sigma_m^{i,j,k}$ the conductivity of the element and Δ_i , the dimension of the element in the direction i ;

- determination of the external electric field by solving the Laplace's equation with a condition of equipotentiality at the surface of the body;
- calculation of the current distribution into the impedance model with a specific condition on the body (injected current):

$$I = \varepsilon_0 \cdot \frac{dE_{\text{ext}}}{dt} dS$$



IEC 777/07

Figure E.6 – Impedance method

E.8 Hybrid method [50]

This method needs two successive calculations. In the first calculation, the external field at the surface of the body is determined by solving the Laplace's equation and assuming surface body as equipotential surface. The distribution of surfaces charge density is then obtained by the formula:

$$\vec{n} \cdot \vec{E}_{\text{ext}} = \frac{\rho_s}{\varepsilon_0}$$

In a second calculation, the internal field and potential distribution into a human body model are determined. This human body model is composed of a lot of small blocks of few millimetres.

The resolution is made using a finite difference method on the scalar potential (SPFD) using the following relations:

- $\vec{E}_{\text{int}} = -j\omega \cdot \nabla \cdot \Psi$ with Ψ : internal potential;
- $\nabla \cdot [\sigma \cdot \nabla \cdot \Psi] = 0$ in the body;
- $\sigma \cdot \vec{n} \cdot \nabla \cdot \Psi = -\rho_s$ at the surface.

Precise results are obtained using this method. Calculation time is important due to the splitting of the body into small blocks.

E.9 FDTD [58, 53, 54]

The finite-difference time-domain (FDTD) method is arguably the most popular numerical method for the solution of problems in electromagnetics in high frequency range. Although the FDTD method has existed for over 30 years, its popularity continues to grow as computing costs continue to decline.

The FDTD method, as first proposed by Yee in 1966, is a simple and elegant way to discretize the differential form of Maxwell's equations. Yee used an electric field E grid which was offset both spatially and temporally from a magnetic field H grid to obtain update equations that yield the present fields throughout the computational domain in terms of the past fields.

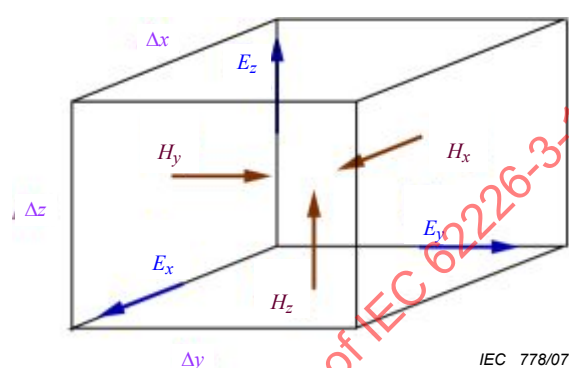


Figure E.7 – Yee-method: Electric and magnetic grids for spatial discretization

The update equations are used in a leap-frog scheme to incrementally march the E and H fields forward in time. Despite the simplicity and elegance of Yee's algorithm, it did not receive much interest immediately after its publication. One could attribute the lack of attention to the high computational cost of the day as well as to some of the limitations inherent in the original publication (such as the inability to model an "open" problem for any significant period of time). However, as the shortcomings of the original FDTD implementation were alleviated and the cost of computing fell, the interest in the FDTD method began to soar. The original Yee FDTD algorithm is second-order accurate in both space and time. Numerical dispersion and grid anisotropy errors can be kept small by having a sufficient number of grid spaces per wavelength. Taflov was among the first to rigorously analyze these errors [53, 54].

Bibliography

- [1] Ala, Buccheri, Inzerillo, *Shielding effects of buildings on HV Electric field human exposure*, COMPEL, vol. 19 n° 2 p. 683, 2000
- [2] Ala, Buccheri, Inzerillo, *A method to evaluate electric fields induction of overhead lines and substation's equipment in humans*, International Symposium on Electromagnetic Compatibility EMC'99, 1999, Tokyo, Japan.
- [3] P. Baraton, B. Hutzler: *Magnetically induced currents in the human body*, IEC Technology Trend Assessment, 1995
- [4] Bossavit, *Mathematical modelling of the problem of micro-currents generated in living bodies by power lines*, Int. Journal of applied Electromagnetics in Materials, n° 4 p. 291-299, 1994
- [5] Bottauscio, Conti, *Magnetically and electrically induced currents in human body models by ELF electromagnetic fields*, 10^e ISH, p.5-8, 1997
- [6] Bottauscio, Crotti, *A numerical method for the evaluation of induced currents in human models by electromagnetic fields*, 3rd Workshop on Electric and Magnetic fields - Liège, 1996
- [7] E.L. Carstensen, *Biological effects of transmission line fields*, ELSEVIER, 1987
- [8] CENELEC, *Human exposure to low frequency (0 to 10 kHz) electromagnetic fields*, ENV 50166-1, 1995
- [9] Chen, Chuang, Lin, *Quantification for Interaction between ELF-LF Electric Fields and Human Bodies*, IEEE Biomedical Engineering, vol. 33, n° 8, p. 746, 1986
- [10] Chen, Lin, *Biological effects of electromagnetic fields*, Bioelectromagnetism, Oxford Press, p. 903-916, 1995
- [11] J. Cheng, M.A. Stuchly, C. DeWagter, L. Martens, *Magnetic field induced currents in a human head from use of portable appliances*, Phys. Med. Biol., 40, 495-510, 1995
- [12] Chiba, Isaka, Kitagawa, *Application of FEM to analysis of induce current densities inside human model exposed to 60 Hz electric field*, IEEE PAS, vol. 103, n° 7, p. 1895-1901, 1984
- [13] Chiba, Isaka, *Density distribution of currents induced inside the brain in the head part of the human model exposed to power frequency electric field*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 1.307.P6, 1999
- [14] CIGRE, *Electric and Magnetic Fields Produced by Transmission Systems, Description of Phenomena - Practical Guide for Calculation*, CIGRE Guide 21, 1980
- [15] CIGRE Group 36, *Twenty years of research on health effects of 50/60 Hz electromagnetic fields: an assessment*, CIGRE, 2000
- [16] Council of the European union, *Council recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 to 300 GHz)*, 1999/519/EC

- [17] Dan Bracken, *Experimental macroscopic dosimetry for extremely low frequency electric and magnetic fields*, Wiley-Liss, Bioelectromagnetics supplement 1, 15-26, 1992
- [18] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-Hz magnetic fields*, Bioelectromagnetics, 18, 478-490, 1997
- [19] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *A comparison of 60 Hz uniform magnetic and electric induction in the human body*, Phys. Med. Biol., 42, 2319-2329, 1997
- [20] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency electric fields*, IEEE Trans Power Delivery, vol. 13, no. 2, pp. 366-373, 1998
- [21] T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magnetic, 34, 3, 1998
- [22] Deno, *Currents induced in the human body by high voltage transmission line electric field - Measurement and calculation of distribution and dose*, IEEE PAS, vol. 96, n° 5, p.1517, 1977
- [23] P.J. Dimbylow, *Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body*, Phys. Med. Biol., 43, 221-230, 1998
- [24] P. J. Dimbylow, *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields*, Phys. Med. Biol., vol 50 n° 6, 1047-1070, 2005
- [25] EPRI, *Transmission line reference book 345 kV and above*, Electric Power Research Institute. Second edition, 1987
- [26] EPRI, *Transmission line reference book 5 kV and above*, EPRI Electric Research Council
- [27] Foster, Schwan, *Dielectric properties of tissues and biological material: a critical review*, CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 17:25-104, 1989
- [28] C.M. Furse, O.P. Gandhi, *Calculation of electric fields and currents induced in a millimeter resolution human model at 60 Hz using the FDTD method*, Bioelectromagnetics, 19, 293-299, 1998
- [29] C. Gabriel, S. Gabriel and E. Corthout, *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*, Phys. Med. Biol., vol 41 n° 11, 2231-2249, 1996
- [30] S. Gabriel, R. Lau, C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*, Phys. Med. Biol., 41:2251-2269, 1996
- [31] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: III. parametric models for dielectric spectrum of tissues*, Phys. Med. Biol., 41, 2271-2293, 1996
- [32] O.P. Gandhi, J.Y. Chen, *Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models*, Bioelectromagnetics Supplement 1, 43-60, 1992
- [33] Geddes, Baker, *The specific resistance of biological materials- a compendium of data the biomedical engineer and physiologist*, Med. Biol. Eng., 5:271-291, 1967

- [34] R.A. Hart, O.P. Gandhi, *Comparison of cardiac-induced endogenous fields and power frequency induced exogenous fields in an anatomical model of the human body*, Phys. Med. Biol., 43, 3083-3099, 1998
- [35] A. Hirata, K. Caputa, T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *Dosimetry in models of child and adult for low-frequency electric field*, IEEE Trans Biomedical Engineering, vol. 48, no. 9, pp. 1007-1012, 2001
- [36] Horvath, *The electric and magnetic field exposition of biological object due to high voltage values*, 9^e ISH, p 8349, 1995
- [37] ICNIRP, *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, ICNIRP Guidelines, 1998
- [38] ICRP, *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*, ICRP Publication 2002, Pergamon
- [39] R. Kavet, M.A. Stuchly, W.H. Bailey, T.D. Bracken, *evaluation of biological effects, dosimetric models, and exposure assessment related to ELF electric and magnetic field guidelines*, Appl Occup Environ Hyg 16:1118-1138, 2001
- [40] Madhy, Anis, Radwan, *Assessment of field exposed humans near EHV Power lines erected in desert*, 7^e ISH, p. 67-70, 1991
- [41] Matsumoto, Chiba, Hayashi, Isaka, *Effect of Concurrent ELF Electric and Magnetic Fields on induced current density in Biological model in the vicinity of the ground*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 1999
- [42] J.D. Moerloose, T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *Application of the finite difference time domain algorithm to quasi-static fields analysis*, Radio Science, 32, 2, 329-341, 1997
- [43] P. Nopp, E. Rapp, H. Pfitzner, H. Nakesch, C. Ruhsam, *Dielectric properties of lung tissue as a function of air content*, Phys. Med. Biol., 38, 699-716, 1993
- [44] Poljak, Roje, *Currents induced in human body exposed to the power line electromagnetic field*, 20th conference of IEEE engineering in medicine and biology society, vol. 20, n° 6, p. 3281, 1998
- [45] Reilly P J, *Applied Bioelectricity, from Electrical Stimulation to Electropathology*, Springer-Verlag, 1998
- [46] Reivonen, Keikko, Isokorpi, *Internal currents in a human body with spheroid model in 400 kV switching substation*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 2.31.S2, 1999
- [47] Schneider, Studinger, Weck, *Courants de déplacement vers le corps humain causés par le champ électrique sous les lignes de transport d'énergie*, CIGRE, 36-34, 1974
- [48] Spiegel, R.J., *Magnetic coupling to a prolate spheroid model of a man*, IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, 1, 208-212, 1977
- [49] Stuchly, Dawson, *Human organ and tissue induced currents by 60 Hz Electric and Magnetic Fields*, 19th conf. IEEE/EMBS, p.2464, 1997
- [50] Stuchly, Dawson, *Interaction of low frequency Electric and Magnetic fields with the human body*, IEEE Proceedings, vol. 88 N° 5 p. 643, 2000
- [51] M. Stuchly, S. Stuchly, *Dielectric properties of biological substances tabulated*, J. Microwave Power, 15:19-26, 1980

- [52] M.A. Stuchly, S. Zhao, *Magnetic field-induced currents in the human body in proximity of power lines*, IEEE Trans. Power Delivery, 11, 1, 102-109, 1996
- [53] A. Taflove, *Review of the formulation and applications of the finite-difference time-domain method for numerical modeling of electromagnetic wave interactions with arbitrary structures*, Wave Motion, vol. 10, no. 6, pp. 547-582, 1988.
- [54] A. Taflove, S. Hagness, *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, published by Artech House, 2000
- [55] Takuma, Kawamoto, Isaka, Yokoi, *A three dimensional method for calculating currents induced in bodies by extremely low-frequency Electric fields*, Bioelectromagnetics, n° 11 p. 71-89, 1990
- [56] US Army Natick, *1988 Anthropometric Survey of US Army Personnel: methods and summary statistics*, NATICK/TR-89/044, 1988
- [57] Xi, M.A. Stuchly, *Induced electric currents in models of man and rodents from 60 Hz magnetic fields*, IEEE Trans. Biom. Eng., 41, 11, 1018-1023, 1994
- [58] K. S. Yee, *Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media*, IEEE Trans. Antennas Propagat., vol. 14, pp. 302-307, 1966.
- [59] Yildirim, Kalenderli, *Computation of electric field induced currents on human body standing under a high voltage transmission line by using charge simulation method*, 2nd Int. Biomedical Engineering Days, p. 75, 1997
- [60] E. Zheng, S. Shao, J.G. Webster, *Impedance of skeletal muscle from 1 Hz to 1 MHz*, IEEE Trans. Biom. Eng., 31, 477-481 (1984)
- [61] A. Stratton, *Electromagnetic Theory*, New York, McGraw-Hill, 1941.
- [62] W. R. Smythe, *Static and Dynamic Electricity*, New York, McGraw-Hill, 1939.
- [63] ICNIRP, *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz)*, ICNIRP Guidelines, 2010

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	61
INTRODUCTION.....	63
1 Domaine d'application	64
2 Exposition au champ électrique	64
3 Procédure générale	67
3.1 Facteur de forme	67
3.2 Procédure	67
4 Modèles de corps humain	68
4.1 Généralités.....	68
4.2 Surface développée.....	68
4.3 Modèle semi-sphéroïdal	69
4.4 Modèle de corps axisymétrique	71
5 Calcul du courant induit.....	72
5.1 Généralités.....	72
5.2 Semi sphéroïde	72
5.3 Modèle axisymétrique.....	76
5.4 Comparaison entre les modèles analytique et numérique	84
6 Influence des paramètres électriques	84
6.1 Généralités.....	84
6.2 Influence de la permittivité	84
6.3 Influence de la conductivité	85
6.4 Conductivité non homogène	85
7 Mesure des courants induits par des champs électriques	85
7.1 Généralités.....	85
7.2 Courant circulant vers le sol	85
Annexe A (normative) Solutions analytiques pour un sphéroïde dans un champ électrique uniforme	87
Annexe B (normative) Modèle axisymétrique du corps humain	90
Annexe C (informative) Modèle du corps de l'enfant	95
Annexe D (informative) Exemple d'utilisation de cette norme	97
Annexe E (informative) Méthodes de calcul numérique	101
Bibliographie.....	109
Figure 1 – Illustration du phénomène de courants induits par un champ électrique dans un corps humain debout sur le sol	66
Figure 2 – Lignes de potentiel du champ électrique généré par un fil sous tension, en l'absence de tout objet (toutes les distances sont en mètres).....	66
Figure 3 – Un modèle réaliste de corps.....	68
Figure 4 – Schéma du demi-sphéroïde simulant un être humain debout sur un plan au potentiel zéro	69
Figure 5 – Rayon du sphéroïde équivalent, R , en fonction de la hauteur, L , et pour différentes masses, M	71
Figure 6 – Le modèle axisymétrique pour l'homme (à gauche) et la femme (à droite) de référence	71
Figure 7 – Sphéroïde conducteur exposé à un champ électrique.....	72

Figure 8 – Calcul du <i>facteur de forme pour le champ électrique</i> K_E pour un sphéroïde exposé à un champ électrique non perturbé.....	73
Figure 9 – Densité de courant J_S induite par un champ électrique non perturbé (1 kV/m, 50 Hz) dans un sphéroïde, en fonction du paramètre L/R (valeurs en $\mu A/m^2$).....	74
Figure 10 – Dimensions et maillage du demi-sphéroïde	75
Figure 11 – Distorsion des lignes de champ électrique de fréquence industrielle à proximité du demi-sphéroïde conducteur.....	76
Figure 12 – Densité de courant induit $J_A(h)$ dans le corps debout dans un champ électrique vertical de 1 kV/m à 50 Hz	78
Figure 13 – Domaine de calcul.....	80
Figure 14 – Maillage du modèle du corps humain et distorsion des lignes de champ électrique à fréquence industrielle à proximité du modèle de l'homme de référence.....	80
Figure 15 – Distributions des lignes de potentiel et de l'amplitude du champ électrique à 50 Hz pour le modèle de l'homme de référence	81
Figure 16 – Calcul des courants induits J_A le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle de l'homme de référence, 50 Hz	81
Figure 17 – Maillage du modèle du corps humain et distorsion des lignes de champ électrique de fréquence industrielle à proximité du modèle de la femme de référence.....	82
Figure 18 – Distributions des lignes de potentiel et de l'amplitude du champ électrique à 50 Hz pour le modèle de la femme de référence	83
Figure 19 – Calcul des courants induits J_A le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle de la femme, 50 Hz	83
Figure A.1 – Sphéroïde conducteur exposé à un champ électrique	87
Figure B.1 – Modèles axisymétriques normalisés. A gauche le modèle de l'homme et à droite le modèle de la femme.....	92
Figure C.1 – Calcul des courants induits J_Z le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle d'enfant de référence de 10 ans	96
Figure E.1 – Modèle sphéroïdal	102
Figure E.2 – Modèle du potentiel d'espace	103
Figure E.3 – Exemple de méthode de la charge équivalente, utilisant des anneaux	104
Figure E.4 – Méthode de l'équation intégrale des charges superficielles, en découpant le corps en N éléments	105
Figure E.5 – Maillage du corps en utilisant la méthode des éléments finis	106
Figure E.6 – Méthode de l'impédance	107
Figure E.7 – Méthode de Yee: Grille électriques et magnétiques pour la discrétisation spatiale.....	108
Tableau 1 – Données pour l'homme de référence et pour la femme de référence.....	69
Tableau 2 – Valeurs de $\arcsin(e) / e$ pour différentes valeurs de L/R	70
Tableau 3 – Données déduites en utilisant le modèle sphéroïde à 50 Hz	77
Tableau 4 – Champ électrique E_{BR} nécessaire pour produire la restriction de base J_{BR} ou E_{iBR} dans le cou à 50 Hz	79
Tableau 5 – Comparaison des valeurs du facteur de forme pour le champ électrique K_E et des densités de courant correspondantes pour un champ électrique 50 Hz non perturbé de 1 kV/m	84
Tableau B.1 – Mesures de l'étude anthropomorphique utilisées pour construire les dimensions verticales du modèle axisymétrique [56]	91
Tableau B.2 – Mesures de l'étude anthropomorphique utilisées pour construire les dimensions verticales du modèle axisymétrique [56]	91

Tableau B.3 – Dimensions du modèle normalisé	93
Tableau B.4 – Dimensions du modèle axisymétrique pour l'Homme de référence et la Femme de référence dont la masse et la hauteur sont définies par l'ICRP [38] et données dans le Tableau 1	94
Tableau C.1 – Valeurs de référence données par l'ICRP pour les enfants masculin et féminin.....	95
Tableau C.2 – Dimensions de l'enfant de référence (en m excepté SB_R en m ²)	95
Tableau C.3 – Résultats de la méthode analytique pour les enfants de référence	96
Tableau D.1 – Dimensions normalisées du modèle pour les femmes	95
Tableau D.2 – Calcul des dimensions pour une personne spécifique	96

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

EXPOSITION AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES OU MAGNÉTIQUES À BASSE ET MOYENNE FRÉQUENCE – MÉTHODES DE CALCUL DES DENSITÉS DE COURANT INDUIT ET DES CHAMPS ÉLECTRIQUES INDUITS DANS LE CORPS HUMAIN –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

DÉGAGEMENT DE RESPONSABILITÉ

Cette version consolidée n'est pas une Norme IEC officielle, elle a été préparée par commodité pour l'utilisateur. Seules les versions courantes de cette norme et de son(ses) amendement(s) doivent être considérées comme les documents officiels.

Cette version consolidée de l'IEC 62226-3-1 porte le numéro d'édition 1.1. Elle comprend la première édition (2007-05) [documents 106/125/FDIS et 106/128/RVD] et son amendement 1 (2016-10) [documents 106/376/FDIS et 106/378/RVD]. Le contenu technique est identique à celui de l'édition de base et à son amendement.

Dans cette version Redline, une ligne verticale dans la marge indique où le contenu technique est modifié par l'amendement 1. Les ajouts sont en vert, les suppressions sont en rouge, barrées. Une version Finale avec toutes les modifications acceptées est disponible dans cette publication.

La Norme internationale IEC 62226-3-1 a été établie par le comité d'études 106: Méthodes d'évaluation des champs électriques, magnétiques et électromagnétiques en relation avec l'exposition humaine.

La présente Partie 3-1 doit être utilisée conjointement avec la première édition de l'IEC62226-1:2004, *Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain – Partie 1: Généralités.*

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

La présente Norme internationale constitue la Partie 3-1 de la série IEC 62226, qui regroupera un certain nombre de normes internationales et rapports techniques dans le domaine du calcul des densités de courant induit et des champs électriques internes induits.

Une liste de toutes les parties de l'IEC62226, sous le titre général: *Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain*, est disponible sur le site web de la IEC.

Le comité a décidé que le contenu de la publication de base et de son amendement ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

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

IMPORTANT – Le logo "colour inside" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

INTRODUCTION

L'intérêt que porte le public à l'exposition aux champs électriques et magnétiques a conduit les organisations internationales et nationales à proposer des limites fondées sur leurs effets néfastes avérés.

La présente norme s'applique à la gamme de fréquences pour laquelle les limites d'exposition sont fondées sur des tensions ou des courants induits dans le corps humain, quand il est exposé aux champs électriques et magnétiques. Cette gamme de fréquences couvre les fréquences basses et moyennes jusqu'à 100 kHz. Certaines méthodes décrites dans la présente norme peuvent être utilisées à des fréquences plus élevées sous des conditions spécifiques.

Les limites d'exposition fondées sur l'expérimentation biologique et médicale à propos de ces phénomènes d'induction fondamentaux sont usuellement appelées «restrictions de base». Elles incluent des facteurs de sécurité.

Les grandeurs électriques induites n'étant pas directement mesurables, des limites dérivées sont aussi proposées. Ces limites, appelées «niveaux de référence» sont données en termes de champs électriques et magnétiques externes. Elles sont fondées sur des modèles très simples de couplage entre les champs externes et le corps. Ces limites dérivées sont conservatrices.

Des modèles sophistiqués de calcul des courants induits dans le corps ont été utilisés et font l'objet de nombreuses publications scientifiques. Ils utilisent des codes numériques de calcul 3D pour le champ électromagnétique et des modèles détaillés de la structure interne du corps avec les caractéristiques électriques spécifiques des tissus du corps humain. Cependant, le développement de tels modèles est toujours en cours; les données de conductivité électrique disponibles actuellement sont encore très imparfaites, et la résolution spatiale des modèles progresse toujours. De tels modèles sont ainsi considérés comme relevant encore du domaine de la recherche scientifique et on ne peut envisager aujourd'hui que les résultats tirés de ces modèles soient définitivement fixés dans des normes. Cependant, il est admis que de tels modèles peuvent apporter, et apportent, une contribution utile au processus de normalisation, particulièrement pour les normes produit où des cas particuliers d'exposition sont étudiés. Quand des résultats de tels modèles sont utilisés dans des normes, il convient qu'ils soient revus périodiquement pour s'assurer qu'ils reflètent toujours l'état actuel de la connaissance scientifique.

EXPOSITION AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES OU MAGNÉTIQUES À BASSE ET MOYENNE FRÉQUENCE – MÉTHODES DE CALCUL DES DENSITÉS DE COURANT INDUIT ET DES CHAMPS ÉLECTRIQUES INDUITS DANS LE CORPS HUMAIN –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

1 Domaine d'application

La présente partie de l'IEC62226 s'applique à la gamme de fréquences pour laquelle les limites d'exposition sont fondées sur des tensions ou des courants induits dans le corps humain, quand il est exposé aux champs électriques.

La présente partie définit le facteur de forme K – introduit par la série IEC 62226 pour permettre l'évaluation de l'exposition dans des situations d'expositions complexes, telles qu'un champ magnétique non uniforme ou un champ électrique perturbé – pour les cas de modèles simples de corps humain, exposé à des champs électriques uniformes. Le facteur de couplage K peut avoir différentes interprétations physiques selon qu'il se réfère à l'exposition à un champ électrique ou magnétique. Il est aussi appelé «facteur de couplage pour champ électrique».

La présente partie de l'IEC62226 peut être utilisée quand le champ électrique peut être considéré comme uniforme, pour des fréquences jusqu'à au moins 100 kHz.

Cette situation d'exposition à un champ électrique «uniforme» se trouve principalement à proximité des systèmes aériens d'alimentation électrique à haute tension. Pour cette raison, les illustrations données dans cette section sont aux fréquences industrielles (50 Hz et 60 Hz).

2 Exposition au champ électrique

Des champs électriques alternatifs sont générés par les conducteurs sous tension. A proximité immédiate de l'équipement électrique domestique, tel que des lampes, des commutateurs, des mixeurs pour aliments et des fers à repasser, on peut trouver des champs électriques locaux de l'ordre de 100 V/m. De tels champs ne sont pas uniformes, mais leurs intensités sont très en dessous des niveaux recommandés par les guides de sécurité, et il n'y a donc pas lieu de calculer les courants induits dans de telles situations d'exposition.

Des intensités plus élevées de champ électrique peuvent être rencontrées à proximité des équipements à haute tension tels que les lignes d'alimentation électriques. Dans la gamme de fréquences couverte par la présente norme, on considère que l'exposition résultant des lignes de puissance est la seule source significative d'exposition pour le public, en ce qui concerne les limites des guides de sécurité.

Les guides traitant de l'exposition du corps humain aux champs électriques sont généralement exprimés en termes de densité de courant induit ou de champ électrique interne. Ces grandeurs ne peuvent pas être mesurées directement et l'objet de ce document est de donner des méthodes et outils pour évaluer ces grandeurs induites dans le corps humain par des champs électriques externes (environnementaux) E_0 .

La densité de courant induit J et le champ électrique interne E_i sont liés étroitement par la relation simple:

$$J = \sigma \cdot E_i \quad (1)$$

où σ est la conductivité des tissus vivants considérés.

~~Pour simplifier,~~ Bien que certains guides traitant de l'exposition du corps humain aux champs électriques adoptent le champ électrique interne comme un paramètre limite, le contenu de la présente norme, dans un souci de simplification, est présenté en termes de densité de courant induit J , à partir de laquelle les valeurs du champ électrique interne E_i peuvent être aisément déduites en utilisant l'équation ~~précédente~~ donnée ci-dessus.

Tous les calculs développés dans ce document utilisent l'approximation des basses fréquences dans laquelle les courants de déplacement sont négligeables, tels que $\varepsilon\omega/\sigma$ est inférieur à 1 dans le corps. Cette approximation a été vérifiée en utilisant des données publiées sur les tissus [29,31] ¹⁾ dans la gamme des basses fréquences et il a été trouvé qu'elle est valide pour des fréquences jusqu'à au moins 100 kHz et est probablement valide à des fréquences plus élevées.

Des calculs basés sur des modèles numériques sophistiqués du corps humain [24] démontrent également que cette hypothèse est valide jusqu'à des fréquences de plus de 100 kHz en montrant que la relation entre la densité de courant induit dans le corps et le produit de la fréquence et du champ électrique externe varie à peine entre 50 Hz et 1 MHz et est seulement légèrement modifiée à 10 MHz.

Des modèles analytiques peuvent être utilisés dans les cas de calcul simple.

Les champs électriques provoquent des déplacements de charges électriques dans les objets conducteurs (corps vivants inclus) et, comme les champs électriques sont alternatifs, les charges électriques ont des mouvements de va-et-vient. Le résultat est un courant alternatif «induit» à l'intérieur de l'objet conducteur. Ce courant dépend seulement:

- de la forme et des dimensions de l'objet conducteur,
- des caractéristiques (amplitude, polarisation, degré de non-uniformité, etc.) du champ électrique non perturbé (champ qui est mesuré en l'absence de tout objet conducteur),
- de la fréquence du champ,
- de la variation de la conductivité de l'objet (dans un milieu homogène, la densité de courant induit par des champs électriques ne dépend pas de la conductivité).

La Figure 1 illustre ce phénomène d'induction dans le cas d'un corps en contact électrique avec le sol.

¹⁾ Les chiffres entre crochets renvoient à la Bibliographie.

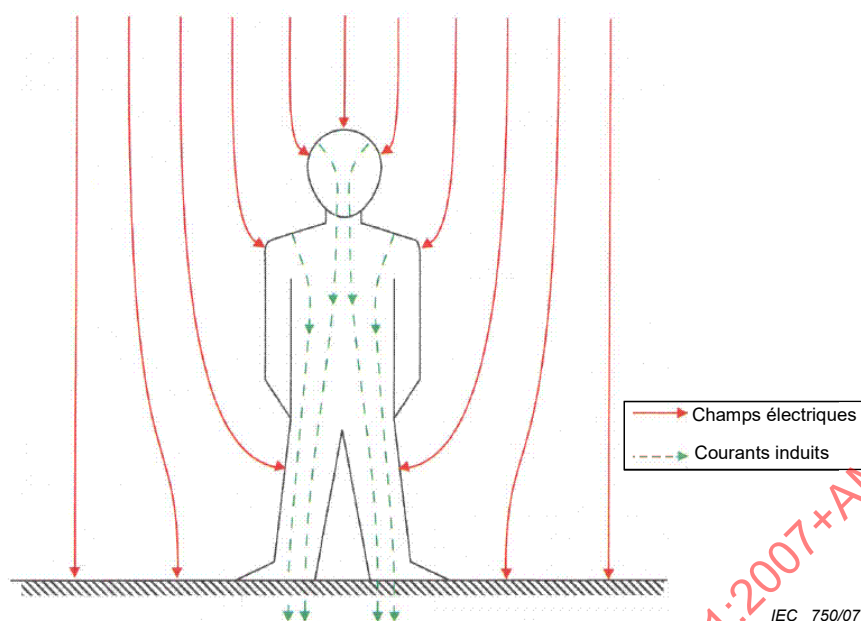


Figure 1 – Illustration du phénomène de courants induits par un champ électrique dans un corps humain debout sur le sol

Le cas typique d'exposition du public au champ électrique est sous les lignes de transport d'énergie à haute tension. Dans ce cas, la distance entre la source de champ et le corps humain est élevée et, en l'absence de tout objet conducteur, le champ dans la zone proche du sol peut être considéré comme étant uniforme (voir Figure 2).

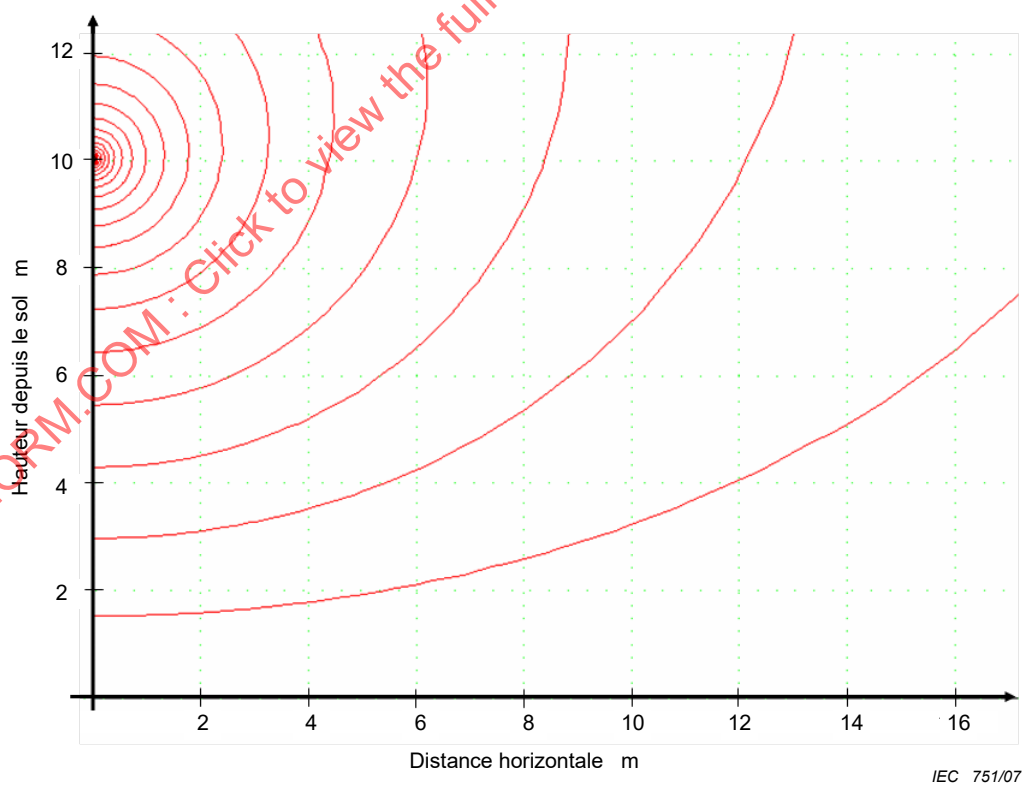


Figure 2 – Lignes de potentiel du champ électrique généré par un fil sous tension, en l'absence de tout objet (toutes les distances sont en mètres)

3 Procédure générale

3.1 Facteur de forme

Dans la gamme des basses et moyennes fréquences, la relation entre le courant induit dans le corps humain (J) et un champ électrique uniforme (E_0) peut être réduite à

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0 \quad (2)$$

où

f est la fréquence ;

E_0 est l'amplitude du champ électrique non perturbé ;

K_E est défini comme étant le "facteur de forme pour le champ électrique".

K_E dépend de la taille, de la conductivité, de la forme et de la position du modèle du corps humain. Il dépend aussi de l'emplacement dans le corps où la densité de courant induit est évaluée. K_E est indépendant de la fréquence pour l'évaluation analytique du courant induit par les champs électriques (voir Annexe A).

K_E est exprimé en $A \cdot s \cdot V^{-1} \cdot m^{-1}$ ou en Farad par mètre (F/m), ce qui est relié au fait que l'exposition au champ électrique correspond physiquement à une capacité couplée entre la source de champ et l'objet conducteur exposé au champ.

NOTE Le champ électrique interne E_i peut être calculé à partir de la densité de courant J à savoir $E_i = J/\sigma$, où σ est la conductivité du modèle du corps humain (voir équation (1)).

3.2 Procédure

La densité de courant dans un individu peut être estimée analytiquement, en suivant un processus en trois étapes. La première étape consiste à calculer la densité de courant dans un demi-sphéroïde dont les dimensions sont choisies pour représenter au mieux le corps particulier. Comme il sera montré en 5.3 de la présente norme, la densité de courant est uniforme dans le sphéroïde mais elle dépend du rapport L/R du demi-axe principal et du demi-axe secondaire.

La seconde étape consiste à utiliser un modèle réaliste axisymétrique du corps humain pour déterminer la densité de courant comme une fonction de la position verticale dans le corps.

La troisième étape consiste à convertir la densité de courant moyennée à une ~~position verticale~~ hauteur particulière en une densité de courant locale dans les différents tissus à cette hauteur. Les guides de santé ~~sur qui traitent de~~ l'exposition aux ~~EMF~~ champs électromagnétiques font spécifiquement référence à la densité de courant (ou au champ électrique interne) dans le système nerveux central, ~~et donc le centre d'intérêt dans le corps est la moelle épinière dans le cou, à cause de la faible section du cou~~ ainsi la zone du corps qui présente un intérêt particulier est la moelle épinière au niveau du cou, à cause de la faible section de celui-ci, ce qui concentre le courant (ou le champ électrique interne) dans cette région du corps.

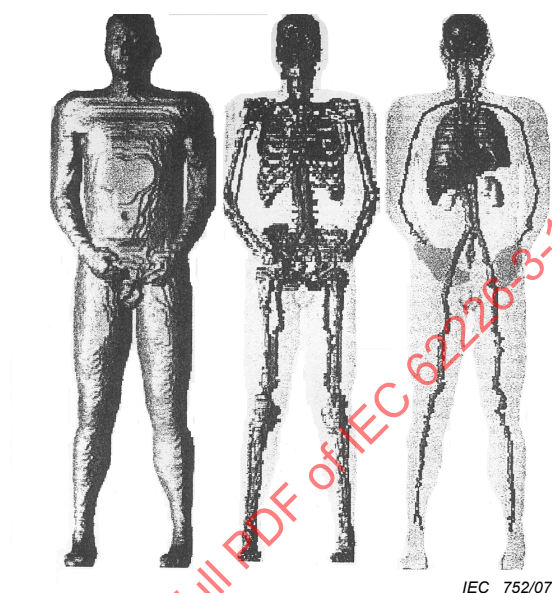
Les courants induits sont calculés pour des hommes et des femmes, aussi bien que pour des enfants en utilisant des valeurs de référence pour leur taille, poids et surface publiées par l'ICRP [38]. Des informations suffisantes sont données ici pour appliquer la méthode aux personnes, quelle que soit la taille et le poids.

Des calculs numériques démontrant la validité de la procédure analytique sont aussi présentés.

4 Modèles de corps humain

4.1 Généralités

Dans la littérature scientifique, plusieurs modèles de complexités différentes ont été utilisés pour l'évaluation des courants et des champs internes induits par les champs électriques ou magnétiques (voir Figure 3). Des exemples de tels calculs sophistiqués sont donnés dans la Bibliographie. Il faut bien comprendre que ces calculs ont été effectués en utilisant des logiciels dédiés qui exigent des compétences très spécifiques et qui ne sont pas largement disponibles. En conséquence, on considère que de tels calculs techniques ne sont pas pertinents pour des objectifs de normalisation.



IEC 752/07

Figure 3 – Un modèle réaliste de corps

Des calculs analytiques sont possibles si on utilise des modèles simples, tels que le modèle d'un sphéroïde dans un champ électrique uniforme.

4.2 Surface développée

La surface développée d'un corps (SB) est utilisée pour mettre à l'échelle les modèles sphéroïde et axisymétrique pour différentes tailles de corps. Cela dépend de la hauteur et de la masse du corps. Le rapport de l'ICRP [38], *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*, fournit un algorithme donnant la surface développée totale (SB_T) d'une personne comme étant une fonction de sa hauteur L (en mètres) et de sa masse M (en kg):

$$SB_T = 0,164\,4\,M^{0,514\,56}L^{0,422\,46} \quad (3)$$

Dans notre cas, seule la surface développée du corps orientée vers l'extérieur est considérée, ce qui représente approximativement 82 % de la surface développée totale SB_T . La réduction de 18 % comprend 3 % pour les dessous des pieds, 6 % pour les surfaces des jambes se touchant, 8 % pour les surface internes des bras et des mains et 1 % pour le périnée. La surface développée réduite (SB_R) est donc:

$$SB_R = 0,82\,SB_T \quad (4)$$

Le Tableau 1 donne les résultats pour l'homme de référence et pour la femme de référence qui sont présentés en 4.4 et à l'Annexe B.

Tableau 1 – Données pour l'homme de référence et pour la femme de référence

	Homme de référence	Femme de référence
Hauteur, m	1,76	1,63
Masse, kg	73	60
Surface développée totale SB_T , m ²	1,889	1,662
Surface développée réduite SB_R , m ²	1,557	1,363

4.3 Modèle semi-sphéroïdal

Pour calculer la densité de courant induit dans un corps humain debout sur un plan conducteur, il est nécessaire de modéliser la réflexion du corps sur le sol. Ainsi, le corps est représenté par une moitié de sphéroïde (voir Figure 4) et la réflexion par l'autre moitié (Figure 7). Le demi axe principal L du sphéroïde est établi à la hauteur de la personne étant représentée.

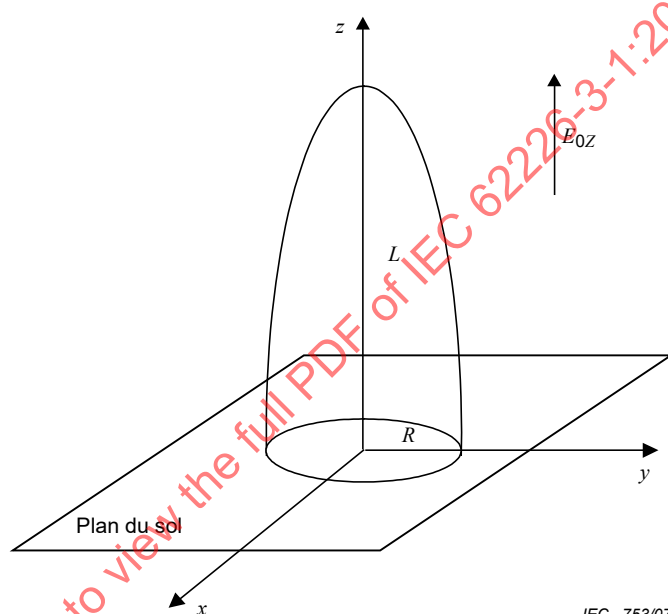


Figure 4 – Schéma du demi-sphéroïde simulant un être humain debout sur un plan au potentiel zéro

Le demi-axe secondaire (c'est à dire le rayon) R est choisi pour donner le même courant total circulant dans le sol via les pieds quand le corps est au sol, que celui pour le corps qu'il représente. Cela est obtenu en s'assurant que le sphéroïde a la même surface développée et orientée vers l'extérieur, SB_R , que le corps qu'il représente.

La surface développée SB_S d'un demi-sphéroïde de hauteur L et de rayon R est donnée par:

$$SB_S = \pi R^2 \left[1 + \frac{L}{R} \frac{\arcsin(e)}{e} \right] \quad (5)$$

où e est l'excentricité:

$$e = \sqrt{1 - \frac{R^2}{L^2}}$$

R est déterminé à partir de la masse M , et L en résolvant l'équation (5) pour trouver R , avec $SB_S = SB_R$, et où SB_R est donné par les équations (3) et (4). Donc

$$R = -\frac{B}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{B}{2}\right)^2 + \frac{SB_S}{\pi}} \quad (6)$$

où

$$B = L \frac{\arcsin(e)}{e}$$

B est une fonction de R , mais comme $\arcsin(e)/e$ varie seulement lentement avec L/R , comme le montre le Tableau 2, B varie également seulement lentement avec L/R , et donc B peut être déterminé en utilisant une valeur approchée pour L/R .

Tableau 2 – Valeurs de $\arcsin(e)/e$ pour différentes valeurs de L/R

L/R	9,0	9,2	9,4	9,6	9,8	10
$\text{Arcsin}(e)/e$	1,469	1,471	1,473	1,474	1,476	1,478

En utilisant $L/R = 9,8$, cela donne:

$$B = 1,476 L$$

Cela est substitué dans l'équation (6) pour donner l'équation de R en termes of L et SB_S :

$$R = -0,738L + \sqrt{0,545L^2 + \frac{SB_S}{\pi}} \quad (7)$$

La Figure 5 présente le résultat graphiquement. Elle peut être utilisée pour trouver le rayon R à partir de la hauteur L et de la masse M d'une personne. Par exemple, pour l'homme de référence, dont la masse est 73 kg et la hauteur 1,76 m, le rayon R est 0,178 m et L/R est 9,86.

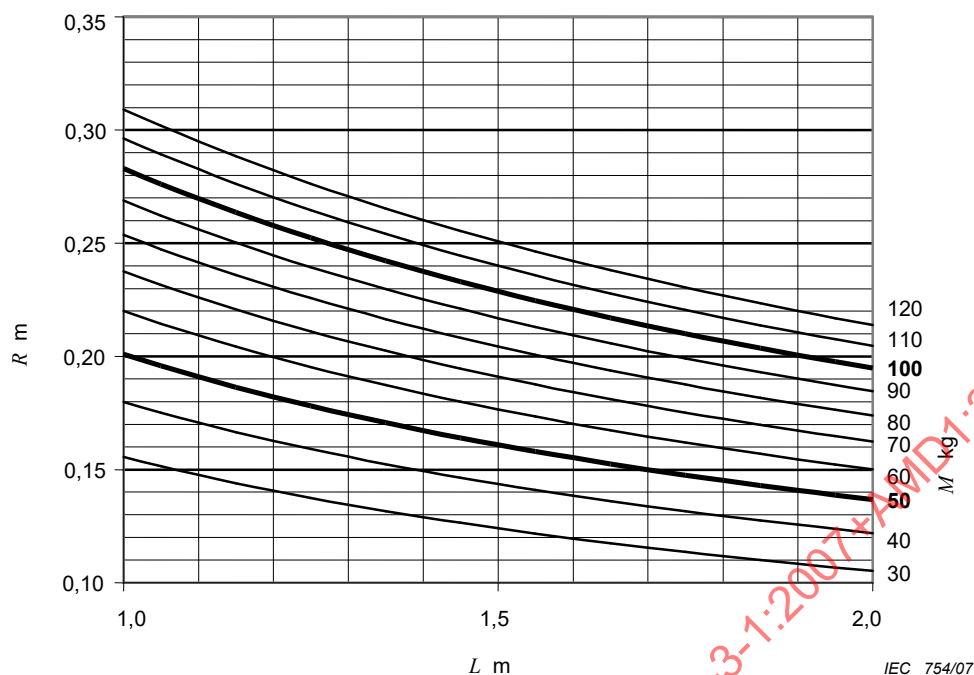


Figure 5 – Rayon du sphéroïde équivalent, R , en fonction de la hauteur, L , et pour différentes masses, M

4.4 Modèle de corps axisymétrique

Le modèle de corps axisymétrique représente les caractéristiques essentielles du corps: sa hauteur, sa surface développée totale, les dimensions du cou et approximativement son profil vertical. Cependant, il ne peut être une représentation parfaite du corps parce que le corps n'est pas axisymétrique. La Figure 6 illustre la section radiale du modèle axisymétrique pour l'homme et la femme de référence.

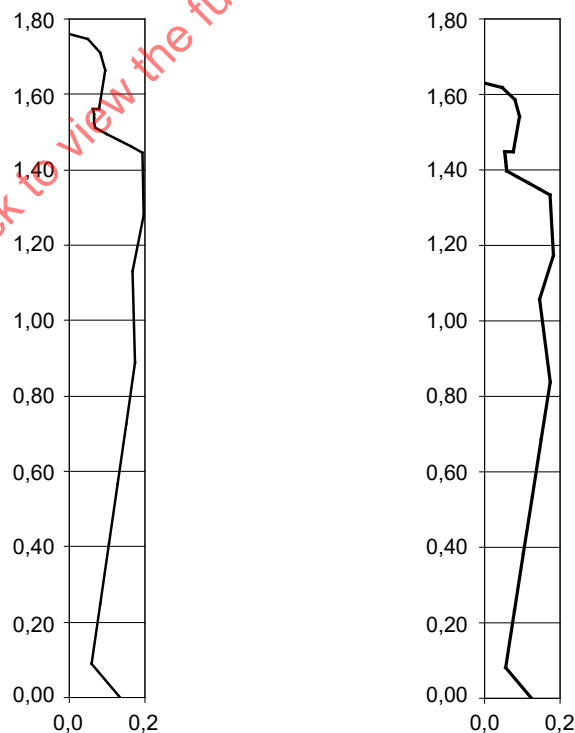


Figure 6 – Le modèle axisymétrique pour l'homme (à gauche) et la femme (à droite) de référence

L'Annexe B décrit comment les données d'une étude anthropométriques sur 2 208 femmes et 1 174 hommes sélectionnés comme étant représentatifs de l'US Army ont été exploitées pour développer le modèle axisymétrique. Le modèle est défini par 13 coordonnées (rayon, hauteur).

5 Calcul du courant induit

5.1 Généralités

Les modèles analytiques qui quantifient la relation entre les courants induits dans les corps conducteurs et des champs électriques externes sont généralement basés sur l'hypothèse la plus simple soit que les champs électriques externes sont uniformes, à une fréquence unique, et que les corps sont homogènes et d'une forme qui peut être décrite analytiquement (comme le cas des sphères, sphéroïdes, etc.). En conséquence, ils ne peuvent pas prendre aisément en compte le fait que le corps humain est une structure non homogène et de forme complexe.

Néanmoins, les modèles analytiques peuvent être utilisés pour des cas de calcul simple et/ou pour valider des calculs numériques.

Dans le cas particulier des modèles homogènes développés dans cette norme, la densité de courant induit est indépendante de la conductivité et de la permittivité (approximation de basse fréquence).

5.2 Semi sphéroïde

5.2.1 Analytique

À l'Annexe A, les solutions analytiques détaillées pour un sphéroïde dans un champ électrique uniforme sont présentées en fonction de la géométrie et des paramètres électriques du sphéroïde, et des directions et amplitude du vecteur champ électrique (voir Figure 7). La représentation sphéroïdale est équivalente à la représentation demi-sphéroïdale en présence du plan du sol comme cela est expliqué en 4.3.

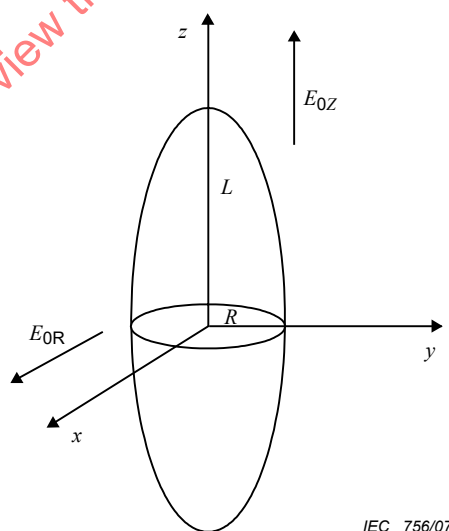


Figure 7 – Sphéroïde conducteur exposé à un champ électrique

L est la longueur du demi-axe principal (axe de rotation) du sphéroïde (axe Z), R est la longueur du demi-axe secondaire du sphéroïde (R est aussi le rayon de la section circulaire du sphéroïde au plan de symétrie (plan XY)).

Le facteur de forme pour le champ électrique K_E est calculé pour 2 orientations du vecteur champ: E_0 parallèle à l'axe Z (K_E and E_0 sont alors appelés K_{EZ} et E_{0Z}) et E_0 perpendiculaire à l'axe Z (K_E and E_0 sont alors appelés K_{ER} et E_{0R}).

Les résultats de ce calcul analytique sont résumés ci-dessous dans les Figures 8 et 9.

La Figure 8 donne une représentation graphique du résultat du calcul de K_{EZ} et K_{ER} en fonction du rapport L/R (paramètre de forme).

La Figure 9 donne le résultat du calcul analytique de la densité de courant local J_s , pour une amplitude de champ de 1 kV/m à 50 Hz.

NOTE Le champ électrique interne E_i peut être calculé à partir de la densité de courant J à savoir $E_i = J/\sigma$, où σ est la conductivité du modèle du corps humain.

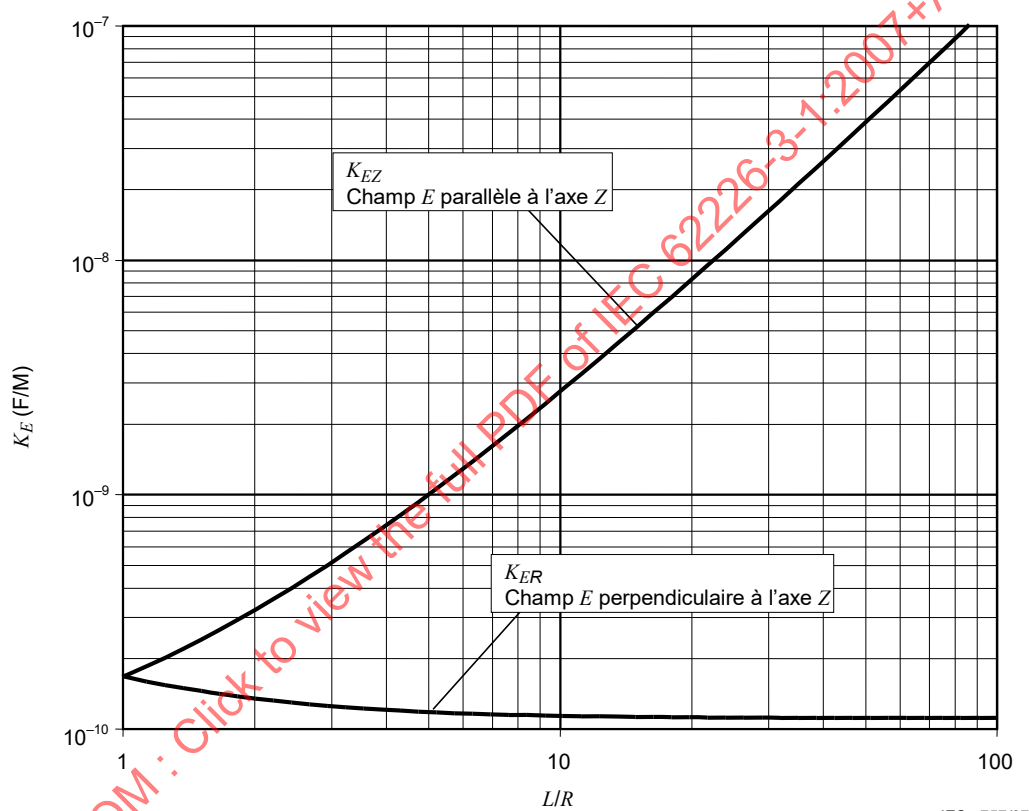


Figure 8 – Calcul du facteur de forme pour le champ électrique K_E pour un sphéroïde exposé à un champ électrique non perturbé

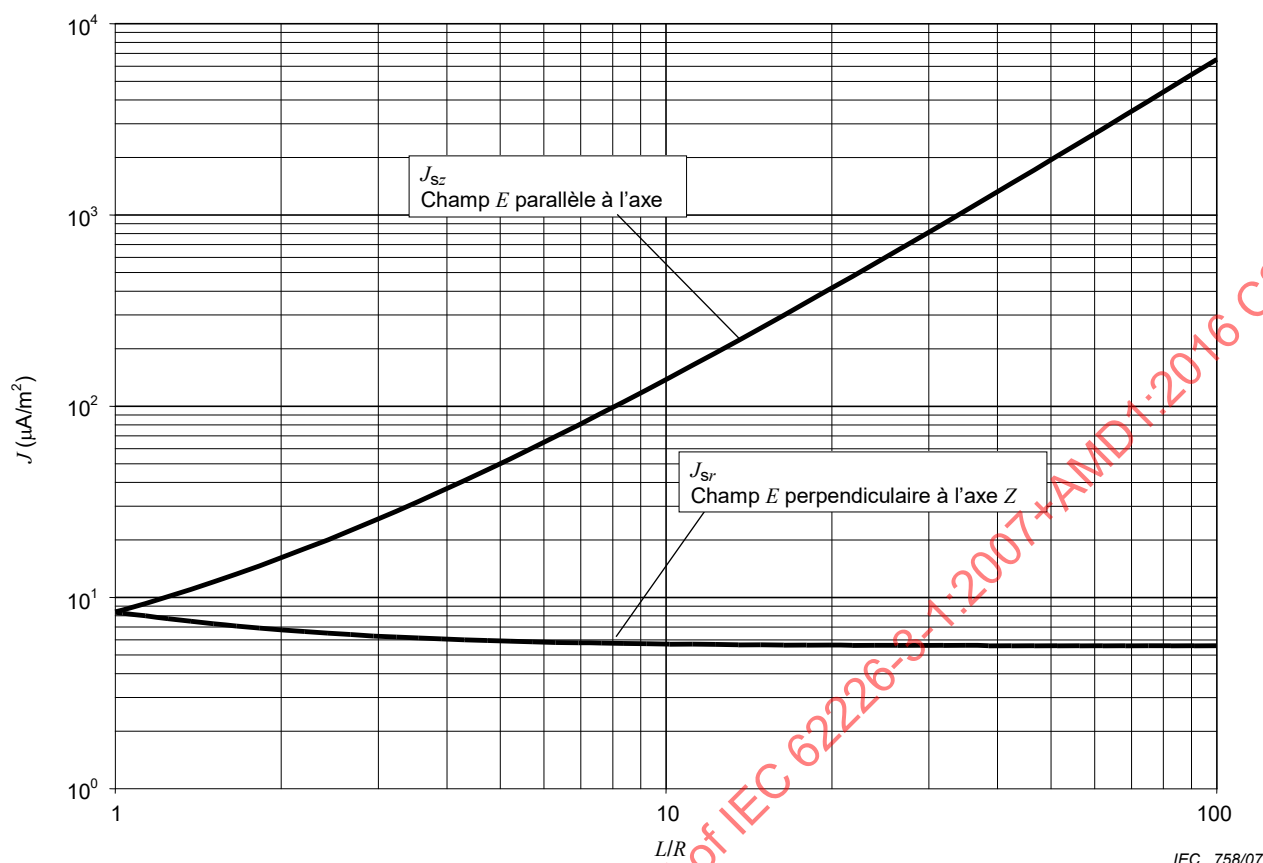


Figure 9 – Densité de courant JS induite par un champ électrique non perturbé (1 kV/m, 50 Hz) dans un sphéroïde, en fonction du paramètre L/R (valeurs en $\mu\text{A}/\text{m}^2$)

Application directe:

En considérant les valeurs pour l'homme de référence (voir 4.3) $L/R = 9,86$ et $L = 1,76$ m, exposé à un champ électrique vertical de 50 Hz et d'amplitude 1 kV/m, les courbes des Figures 8 et 9 donnent:

$$K_{EZ} \cong 2,68 \times 10^{-9} \text{ A.s/V.m}$$

et

$$J_{SZ} = K_{EZ} \cdot f \cdot E_{0Z} \cong 0,134 \text{ mA}/\text{m}^2$$

5.2.2 Numérique

Différentes méthodes sont utilisables pour déterminer le courant induit par un champ électrique externe E_0 dans un objet conducteur. Dans les calculs suivants, une méthode par éléments finis a été utilisée.

Les paramètres physiques pour l'air sont [27, 33, 51]:

$$\varepsilon_r = 1$$

$$\sigma = 0 \text{ S/m}$$

Les caractéristiques du modèle semi-sphéroïde sont:

$$L = 1,76 \text{ m}$$

$$\varepsilon_r = 10^5$$

$$R = 0,178 \text{ m}$$

$$\sigma = 0,2 \text{ S/m}$$

Dans l'exemple donné ici, le maillage du demi-sphéroïde est composé de 2 744 éléments de surface (voir Figure 10).

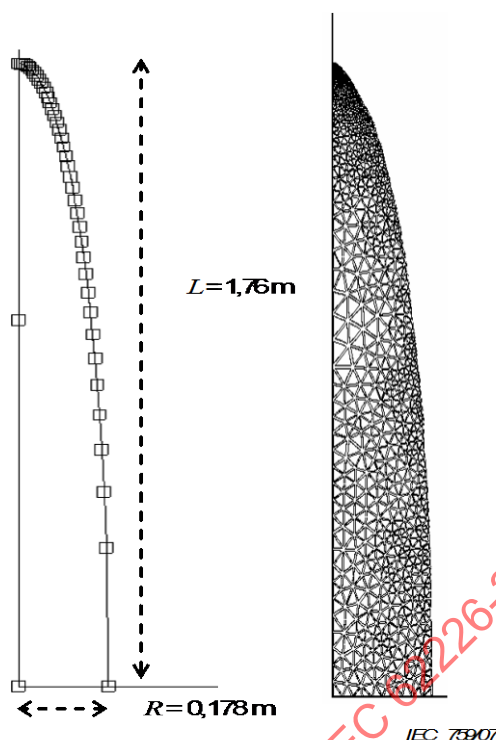


Figure 10 – Dimensions et maillage du demi-sphéroïde

Dans le domaine du calcul, le champ électrique E_0 de 50 Hz est généré par une électrode plane située à 10 m du plan du sol, avec un potentiel électrique de 10 000 V. Le domaine est supposé être axisymétrique.

La Figure 11 montre le champ électrique perturbé dans l'air, à proximité du demi-sphéroïde. Le demi-sphéroïde engendre une distorsion des lignes du champ électrique qui devient perpendiculaire à la surface du sphéroïde. En l'absence du demi-sphéroïde ou loin de lui, ces lignes de champ électrique sont verticales.

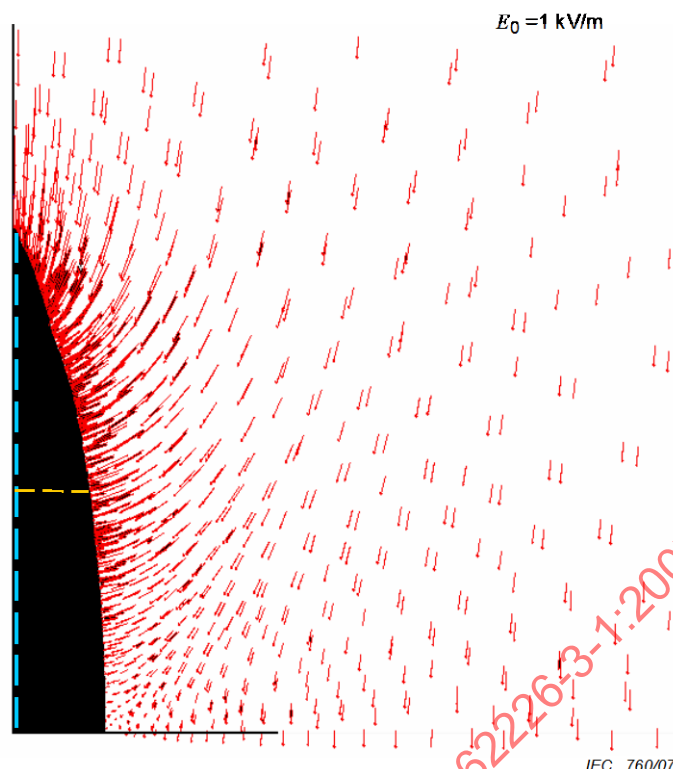


Figure 11 – Distorsion des lignes de champ électrique de fréquence industrielle à proximité du demi-sphéroïde conducteur

La densité de courant au centre du demi-sphéroïde est très similaire à la valeur de la densité de courant obtenue par calcul analytique.

La variation est inférieure à 1 % le long de l'axe vertical et il convient de considérer la densité de courant comme constante. Comme résultat, on peut considérer que ce modèle numérique simple donne des résultats identiques à ceux du calcul analytique.

5.3 Modèle axisymétrique

5.3.1 Analytique

Le Tableau 3 donne des valeurs déduites de l'exécution du calcul de la densité de courant dans le sphéroïde. La surface développée dans la troisième ligne a été calculée à partir de la hauteur et de la masse en utilisant l'équation (3). Dans la ligne suivante, le facteur 0,82 a été appliqué (équation (4)) pour retirer les surfaces non orientées vers l'extérieur en position debout. En utilisant la surface développée orientée vers l'extérieur et l'équation (7), on obtient dans la ligne suivante, le rayon R pour un demi-sphéroïde ayant la même surface développée. La colonne ligne présente le rapport L/R correspondant. Il est approximativement le même pour l'homme et la femme de référence.

Tableau 3 – Données déduites en utilisant le modèle sphéroïde à 50 Hz

	Homme de référence	Femme de référence
Hauteur L , m	1,76	1,63
Masse M , kg	73	60
Surface développée total du corps SB_T , m ²	1,899	1,662
Surface développée réduite du corps SB_R , m ²	1,557	1,363
Rayon du sphéroïde R , m	0,178	0,168
L/R	9,86	9,68
Densité de courant J_{SZ} dans le sphéroïde par kV/m, mA/m ²	0,134	0,130
Courant au sol par kV/m, μ A	13,4	11,6

La densité de courant J_{SZ} dans le sphéroïde dépend uniquement du paramètre L/R , du champ électrique et de la fréquence. Pour $L/R = 9,86$, la densité de courant à travers le sphéroïde est $J_{SZ} = 0,134$ mA/m² par kV/m d'un champ électrique à 50 Hz. Pour 60 Hz, elle est plus élevée de 20 %.

La densité de courant vertical J_{SZ} est uniforme à travers le sphéroïde. Le courant vertical circulant à travers une couche horizontale du sphéroïde croît donc progressivement de zéro en haut vers un maximum au sol. Cela résulte du courant de déplacement qui pénètre progressivement dans le sphéroïde sur son entière hauteur.

En réalité, le corps humain n'est pas un demi-sphéroïde mais possède un rayon horizontal réel qui varie irrégulièrement avec la position verticale tel que représenté par le modèle axisymétrique vertical.

On fait l'hypothèse qu'à une hauteur donnée, le même courant circule que dans le sphéroïde, mais il circule dans une section différente correspondant à cette hauteur donnée. Ainsi, à une hauteur donnée h au-dessus du sol, la densité de courant induit J_A dans le modèle axisymétrique est donnée par:

$$J_A(h) = J_S(h) \times \frac{\text{surface horizontale du sphéroïde}}{\text{surface horizontale de l'être humain}}$$

ou

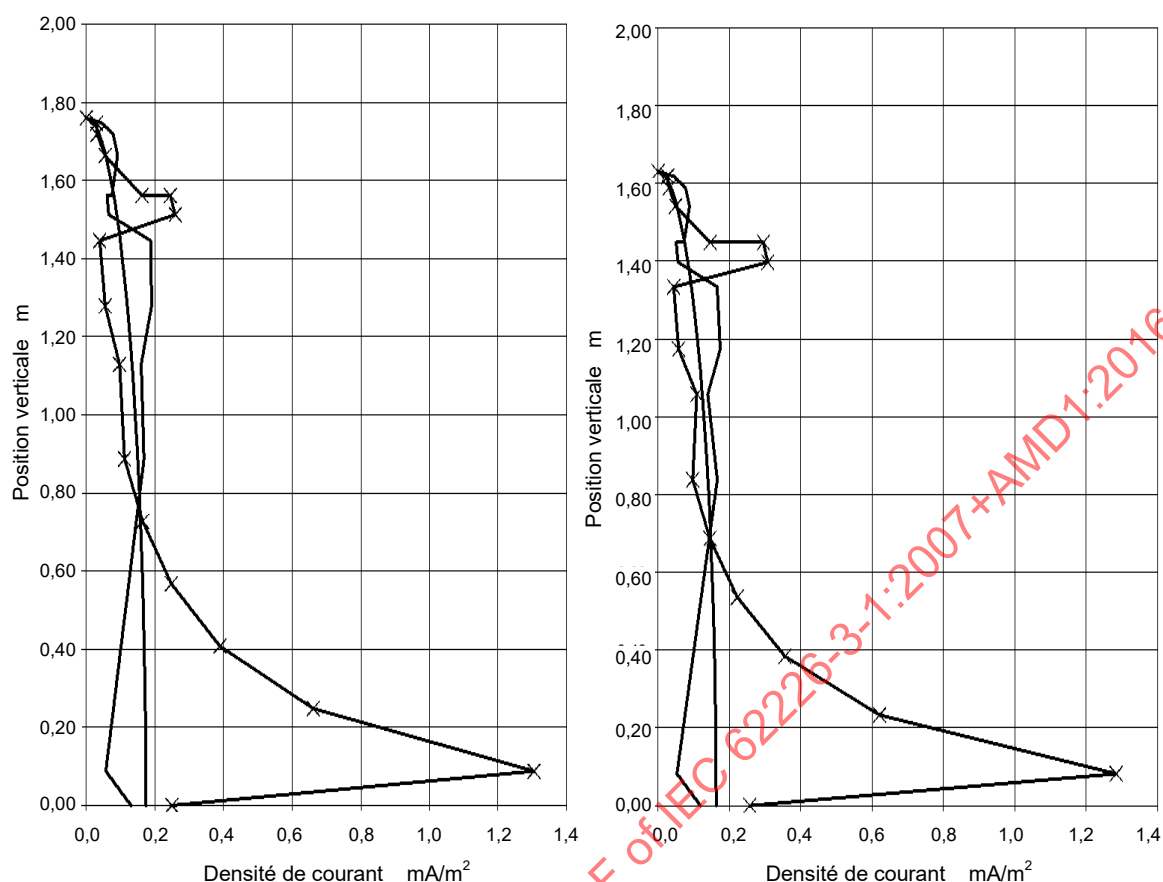
$$J_A(h) = J_S(h) * \frac{r_S^2(h)}{r_A^2(h)}$$

où $r_S(h)$ est le rayon horizontal du sphéroïde à la hauteur h et $r_A(h)$ est le rayon horizontal du modèle axisymétrique à la hauteur h .

La section verticale d'un sphéroïde le long de son axe est une ellipse et le rayon $r_S(h)$ à la hauteur h d'un demi-sphéroïde est:

$$r_S(h) = R\sqrt{1 - (h/L)^2}$$

La variation de la densité de courant avec la hauteur est représentée à la Figure 12 pour l'homme et la femme de référence.



IEC 761/07

Les contours du modèle sphéroïde et des modèles symétriques axiaux sont aussi donnés. A gauche l'homme, à droite la femme.

Figure 12 – Densité de courant induit $J_A(h)$ dans le corps debout dans un champ électrique vertical de 1 kV/m à 50 Hz

La densité de courant est maximale dans les chevilles, et il y a un plus petit maximum dans le cou. Dans le cou, la densité de courant est légèrement plus élevée à la base qu'au haut, bien que le diamètre du cou soit plus grand à la base. Le Tableau 4 donne la densité de courant maximale dans le cou pour l'homme de référence et la femme de référence ainsi que le diamètre correspondant au point du maximum.

La grandeur intéressante est le champ électrique externe E_{BR} nécessaire pour produire une densité de courant égale à la restriction de base. Elle est obtenue en divisant la restriction de base (J_{BR} en mA/m²) par la densité de courant par kV/m (J_A en mA/m²/(kV/m)).

$$E_{BR} = J_{BR} / J_A(\text{cou})$$

Les valeurs de E_{BR} sont données pour les deux restrictions de base les plus communément utilisées J_{BR} : 2 mA/m² (public) et 10 mA/m² (travailleurs).

Ces calculs sont faits à partir de la densité de courant moyenne dans le cou et supposent que le courant est uniformément distribué dans la section horizontale du cou. La prise en compte de la conductivité non uniforme et de ses effets sur la densité de courant dans le cou et dans le système nerveux central est examinée en 6.4.

Pour les restrictions de base en termes de champs électriques internes, c'est-à-dire E_{iBR} : 20 mV/m (public) et 100 mV/m (travailleurs), le champ électrique externe E_{BR} nécessaire pour produire un champ électrique interne égal à la restriction de base E_{iBR} est obtenu avec la relation suivante.

$$E_{BR} = \sigma E_{iBR} / J_A(\text{cou})$$

où σ est la conductivité du modèle du corps humain.

Tableau 4 – Champ électrique E_{BR} nécessaire pour produire la restriction de base J_{BR} ou E_{iBR} dans le cou à 50 Hz

	Homme de référence	Femme de référence
J_A , densité de courant dans le cou par kV/m, mA/m ²	0,244	0,286
Circonférence à la base du cou, m	0,425	0,368
E_{BR} , champ électrique pour la restriction de base de 2 mA/m ² dans le cou, kV/m	8,2	7,0
E_{BR} , champ électrique pour la restriction de base de 10 mA/m ² dans le cou, kV/m	41	35
E_{BR} , champ électrique pour la restriction de base de 20 mV/m dans le cou, kV/m ($\sigma = 0,2$ S/m par hypothèse)	16,4	14,0
E_{BR} , champ électrique pour la restriction de base de 100 mV/m dans le cou, kV/m ($\sigma = 0,2$ S/m par hypothèse)	82	70

5.3.2 Numérique

Des calculs numériques sont présentés pour l'homme de référence et la femme de référence pour le modèle de corps axisymétrique, et ils valident l'approche analytique. Des résultats numériques pour un enfant de référence âgé de 10 ans sont donnés à l'Annexe C.

Le domaine de calcul est identique à celui utilisé pour le calcul pour le modèle demi-sphéroïdal (voir 5.2.2 et Figure 13).

Les valeurs des paramètres physiques sont les mêmes que celles utilisées précédemment:

- $\varepsilon_r = 1$ et $\sigma = 0$ S/m pour l'air,
- $\varepsilon_r = 10^5$ et $\sigma = 0,2$ S/m pour le corps humain.

Les dimensions du modèle humain axisymétrique sont données dans le Tableau B.4. Sa forme est illustrée à la Figure 6.

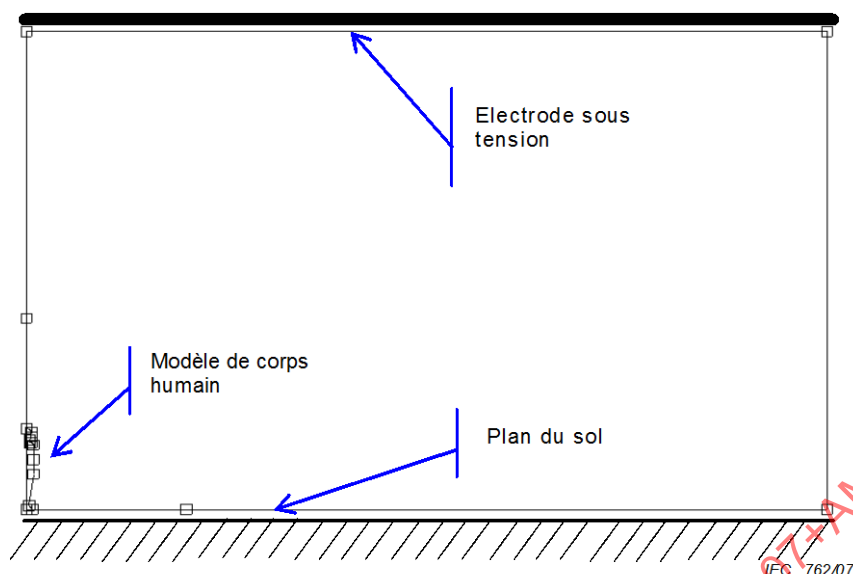
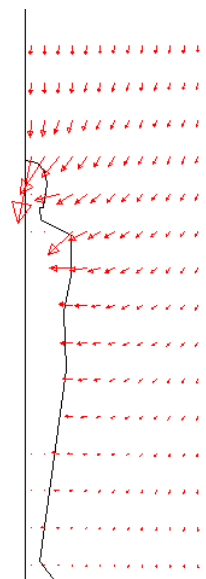
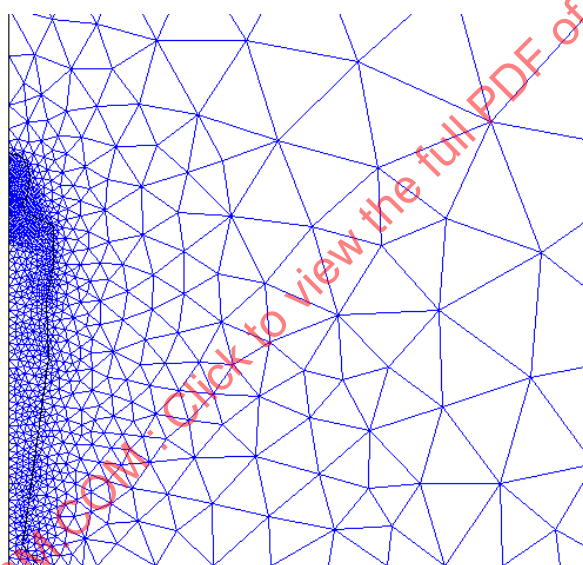


Figure 13 – Domaine de calcul

Les résultats sont donnés ci-après pour l'homme et la femme de référence.

5.3.2.1 Modèle de l'homme de référence



IEC 763/07

Figure 14 – Maillage du modèle du corps humain et distorsion des lignes de champ électrique à fréquence industrielle à proximité du modèle de l'homme de référence

La Figure 14 montre le champ électrique perturbé dans l'air, à proximité du modèle. Comme précédemment, le modèle du corps humain provoque une distorsion des lignes du champ électrique qui deviennent perpendiculaires à la surface du corps. En l'absence du modèle du corps humain, ou loin de lui, ces lignes de champ sont verticales.

La Figure 15 donne les distorsions des lignes équipotentielle de champ électrique provoquées par la présence du corps humain et la distribution de l'amplitude du champ électrique. La distorsion est plus forte à proximité de la tête du modèle, ce qui signifie aussi que le champ électrique est le plus fort dans cette zone.

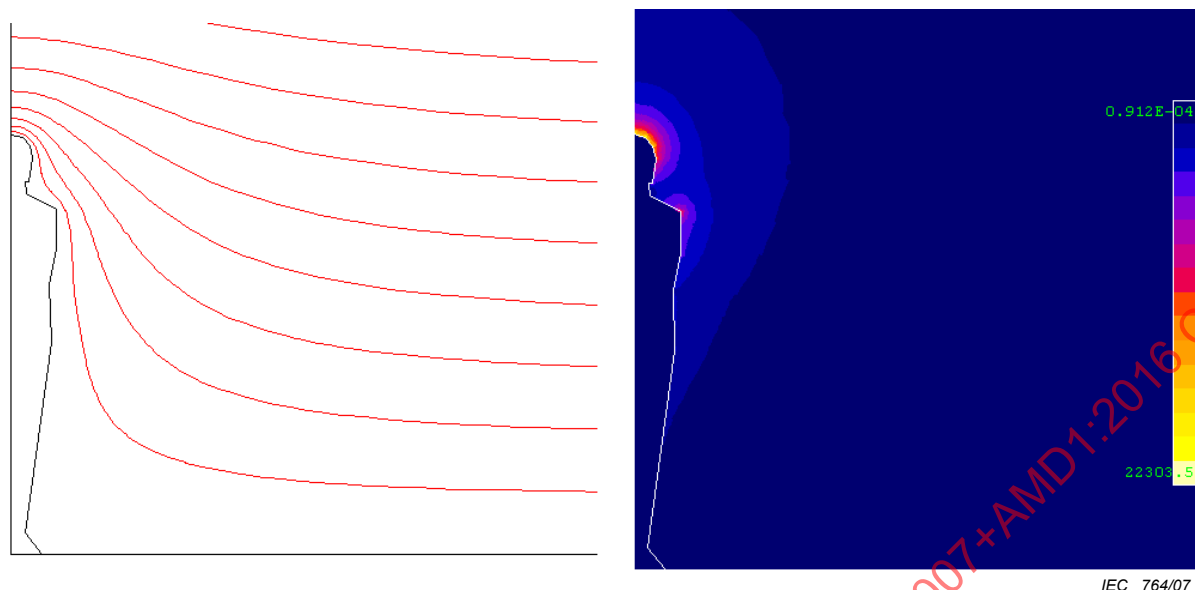


Figure 15 – Distributions des lignes de potentiel et de l'amplitude du champ électrique à 50 Hz pour le modèle de l'homme de référence

La valeur maximale du champ électrique dans l'air autour de la tête est de 18 kV/m (en l'absence du modèle du corps humain, la valeur du champ électrique externe non perturbé est $E_0 = 1$ kV/m).

La Figure 16 donne le résultat du calcul des courants induits dans le modèle du corps humain. Ces valeurs ont été calculées le long de l'axe de rotation du modèle. Elles correspondent à un champ électrique non perturbé à 50 Hz $E_0 = 1$ kV/m.

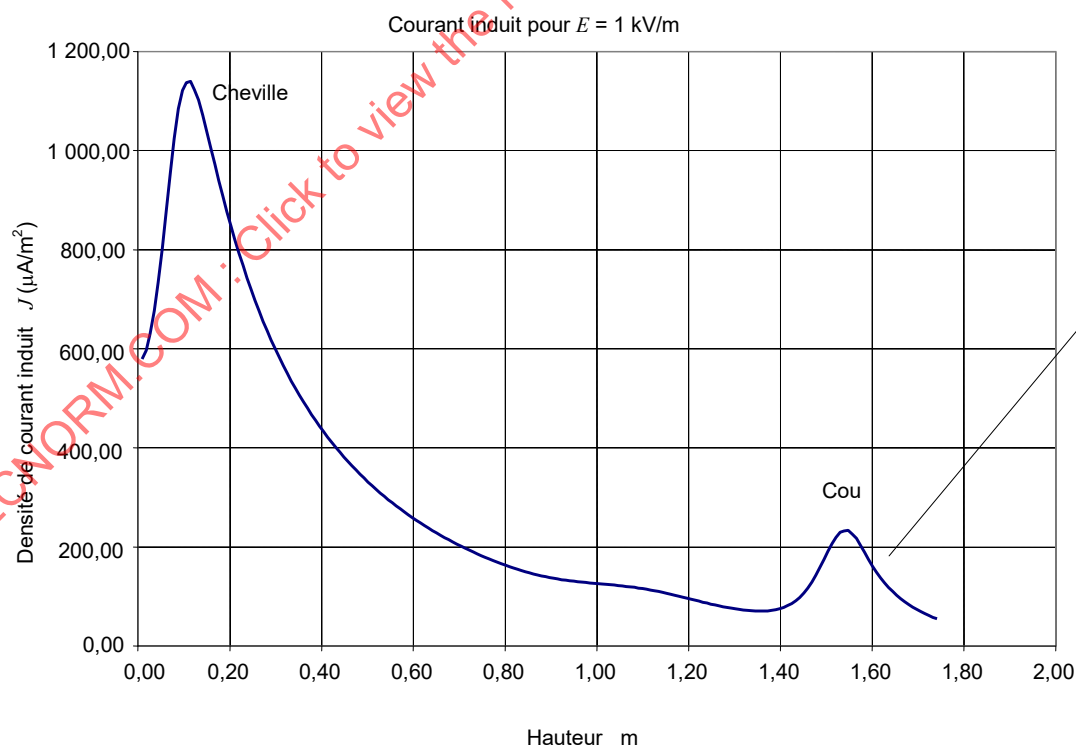


Figure 16 – Calcul des courants induits J_A le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle de l'homme de référence à 50 Hz

La valeur de la densité de courant induit J_A est donnée en mA/m². La densité de courant induit est plus élevée quand la section du modèle est faible (cou et chevilles).

5.3.2.2 Modèle de la femme de référence

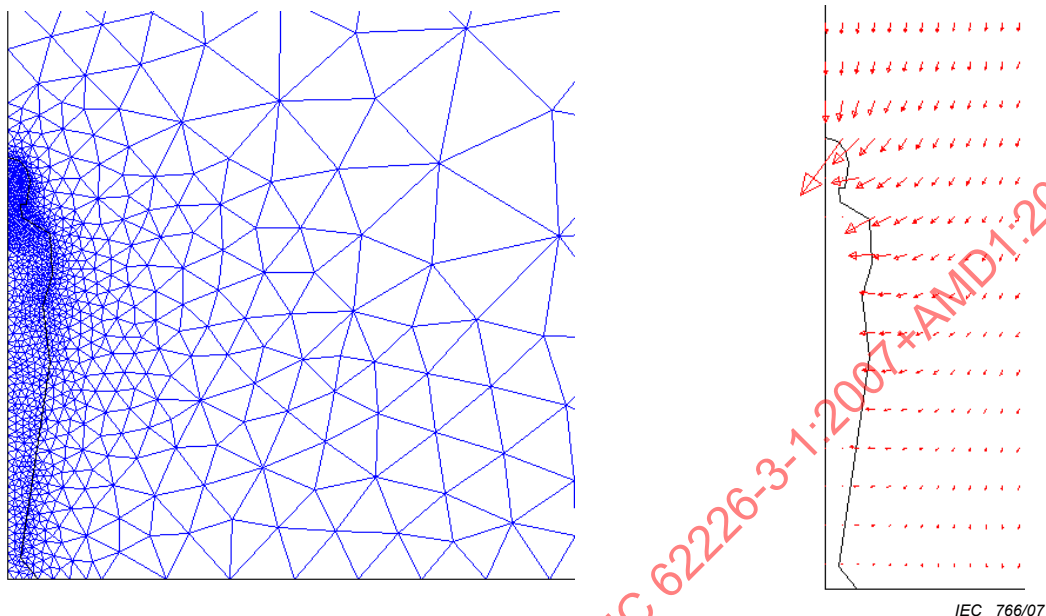
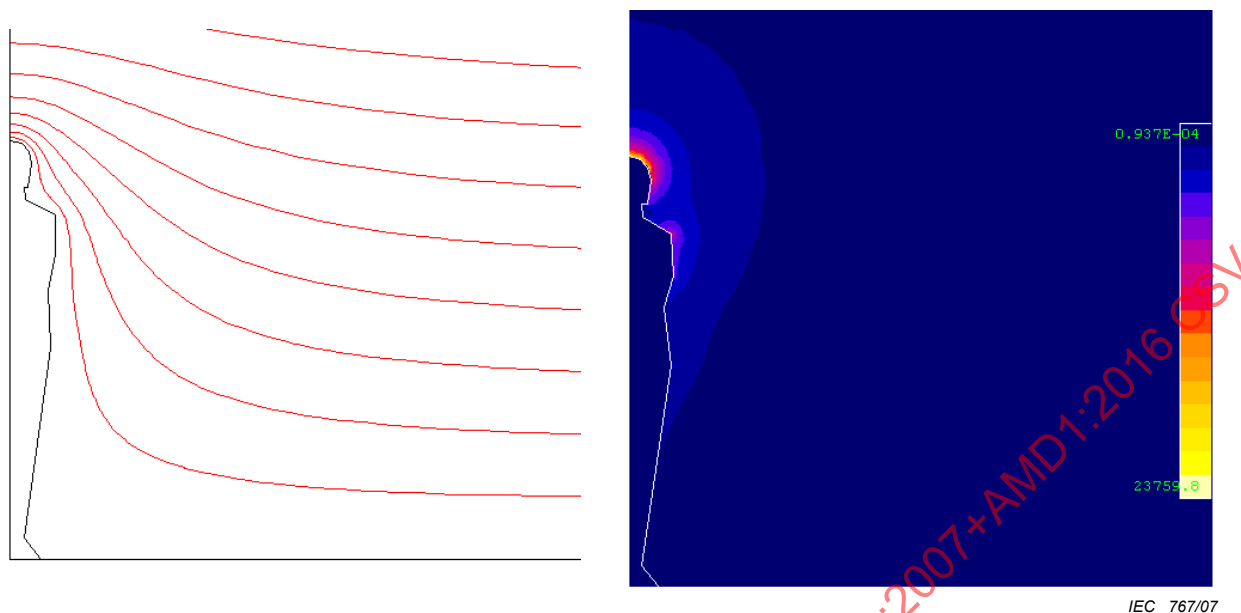


Figure 17 – Maillage du modèle du corps humain et distorsion des lignes de champ électrique de fréquence industrielle à proximité du modèle de la femme de référence

La Figure 17 montre le champ électrique perturbé dans l'air, à proximité du modèle. Comme précédemment, le modèle du corps humain provoque une distorsion des lignes du champ électrique, qui deviennent perpendiculaires à la surface du corps. En l'absence du modèle du corps humain, ou loin de lui, ces lignes de champ sont verticales.

La Figure 18 donne les distorsions des lignes équipotentielles de champ électrique provoquées par la présence du modèle du corps humain et la distribution de l'amplitude du champ électrique. La distorsion est plus forte à proximité de la tête du modèle, ce qui signifie aussi que le champ électrique est le plus fort dans cette zone.

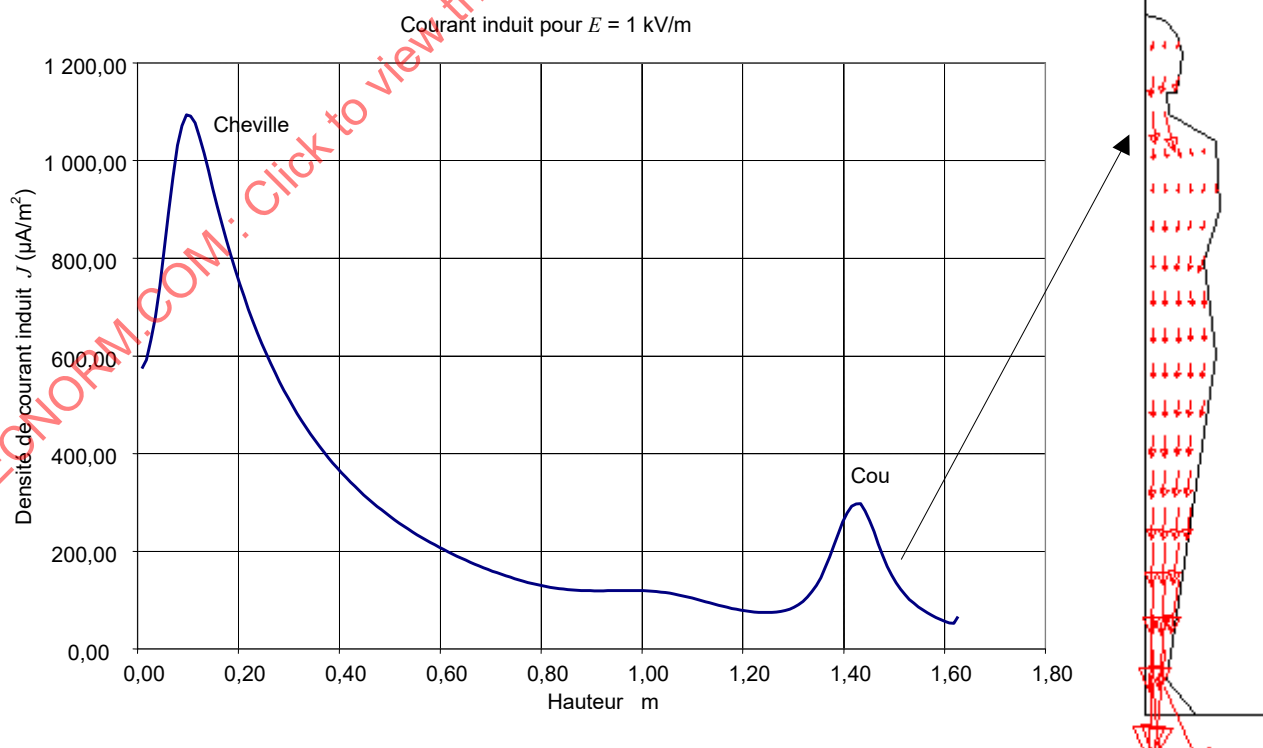


IEC 767/07

Figure 18 – Distributions des lignes de potentiel et de l'amplitude du champ électrique à 50 Hz pour le modèle de la femme de référence

La valeur maximale du champ électrique dans l'air autour de la tête est 18 kV/m (en l'absence du modèle du corps humain, la valeur du champ électrique externe non perturbé est $E_0 = 1$ kV/m).

La Figure 19 donne le résultat du calcul des courants induits dans le modèle du corps humain. Ces valeurs ont été calculées le long de l'axe de rotation du modèle. Elles correspondent à un champ électrique non perturbé à 50 Hz $E_0 = 1$ kV/m.



IEC 768/07

Figure 19 – Calcul des courants induits J_A le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle de la femme à 50 Hz

La valeur de la densité de courant induit J_A est donnée en mA/m². La densité de courant induit est plus élevée quand la section du modèle est faible (cou et chevilles).

5.4 Comparaison entre les modèles analytique et numérique

Avec la forme réaliste de modèle présentée en 4.4 et développée à l'Annexe B, les densités de courant les plus élevées sont rencontrées dans les zones de petite section comme le cou et les chevilles, alors qu'avec le modèle demi-sphéroïdal, la densité de courant induit est constante le long de l'axe vertical.

Le Tableau 5 compare les résultats dans le cou pour le modèle numérique et le modèle analytique réaliste pour 3 formes humaines différentes (homme, femme et enfant). Dans un but de comparaison, les valeurs utilisées par l'ICNIRP sont également données dans le Tableau 5.

Tableau 5 – Comparaison des valeurs du facteur de forme pour le champ électrique K_E et des densités de courant correspondantes pour un champ électrique 50 Hz non perturbé de 1 kV/m

	Homme de référence	Femme de référence	Enfant de 10 ans de référence	Données ICNIRP 5 kV (50 Hz) – 2 mA/m ² ^a	5 kV (50 Hz) – 20 mV/m ($\sigma = 0,2$ S/m) ^a
K_{EZ} analytique A·s/V·m	$4,88 \times 10^{-9}$	$5,72 \times 10^{-9}$	$5,16 \times 10^{-9}$	8×10^{-9}	$1,6 \times 10^{-8}$
K_{EZ} numérique A·s/V·m	$4,66 \times 10^{-9}$	$5,94 \times 10^{-9}$	$4,98 \times 10^{-9}$		
$J_{A \text{ max.}}$ analytique mA/m ²	0,244	0,286	0,258	0,40	0,80
$J_{A \text{ max.}}$ numérique mA/m ²	0,233	0,297	0,249		

^a Le guide ICNIRP (1998) ne donne pas beaucoup d'informations sur le modèle utilisé pour le calcul du courant induit par les champs électriques à basse fréquence. Pour simplifier, il est considéré qu'un niveau de référence de 5 kV/m correspond, à 50 Hz, à la restriction de base de 2 mA/m². Par hypothèse, le champ électrique non perturbé de 5 kV/m correspond, à 50 Hz, à 2 mA/m² pour la densité de courant induit, et 20 mV/m ($\sigma = 0,2$ S/m par hypothèse) pour le champ électrique interne comme valeurs conservatives. La valeur correspondante pour K_E est calculée en utilisant l'équation (2).

Il y a un bon accord entre les résultats des modélisations analytiques et numériques du modèle axisymétrique du corps.

Par exemple, un champ électrique de 8 kV/m à 50 Hz est calculé pour donner un courant induit moyen dans le cou de l'homme de référence de 1,84 mA/m² avec la méthode numérique et de 1,95 mA/m² avec la méthode analytique. Comme expliqué en 6.4, la densité de courant dans la moelle épinière devrait être moins élevée.

6 Influence des paramètres électriques

6.1 Généralités

Cet article étudie l'influence des caractéristiques électriques des tissus vivants sur les résultats de calcul des courants induits. Les deux paramètres étudiés sont la permittivité électrique relative et la conductivité électrique.

Les conditions et le domaine de calcul sont similaires à ceux utilisés à l'article précédent.

6.2 Influence de la permittivité

Des séries de calcul ont été effectuées en utilisant une conductivité électrique constante de la sphère ($\sigma = 0,2$ S/m) et différentes valeurs de permittivité électrique relative: $\epsilon_r = 100, 10^3, 10^5, 10^7$.

Les résultats détaillés ne sont pas donnés, mais les résultats des calculs ont prouvé qu'ils étaient indépendants de la valeur de la permittivité électrique relative dans cette étendue de la permittivité.

6.3 Influence de la conductivité

Des séries de calcul ont été effectuées en utilisant une permittivité électrique relative constante ($\epsilon_r = 10^5$) et différentes valeurs de conductivité électrique: $\sigma = 0,1; 0,2; 0,4$ et $0,8$ S/m.

Les résultats des calculs ont montré que l'intensité du courant induit est indépendante de la valeur de la conductivité.

En conclusion, la densité de courant induit dépend uniquement de la géométrie du corps humain quand les paramètres électriques sont homogènes dans le corps. Cependant, quand les paramètres électriques ne sont pas homogènes dans le corps, la densité de courant est hautement dépendante de la variation de ces paramètres entre organes adjacents.

NOTE Le champ électrique interne E_i dépend de la conductivité dans la mesure où il est calculé à partir de la densité de courant J comme $E_i = J/\sigma$, où σ est la conductivité du modèle du corps humain.

6.4 Conductivité non homogène

Les guides tels que ceux de l'ICNIRP spécifient la restriction de base en termes de densité de courant dans le système nerveux central plutôt que dans le cou en son entier. Parce que la conductivité de la moelle épinière est inférieure à la conductivité moyenne du cou, la densité de courant dans la moelle épinière est inférieure à la moyenne dans le cou. Les données de conductivité actuellement disponibles ne sont pas assez bonnes pour déterminer le facteur de réduction avec confiance. Un autre travail expérimental est en cours afin de fournir une information sur la conductivité plus fiable et sera publié comme Partie 4 de cette norme. Ces données seront utilisées pour recommander dans la Partie 4 un facteur de réduction approprié.

7 Mesure des courants induits par des champs électriques

7.1 Généralités

Des courants internes sont induits dans le corps quand une exposition partielle ou totale du corps aux champs électriques a lieu. Des techniques spécifiques de mesure sont utilisées pour évaluer les courants induits. Le cheminement suivi par le courant dans le corps introduit une complication dans l'évaluation de l'intensité du courant induit. Pour l'exposition aux champs électriques, les courants induits circulent dans le corps ou une partie du corps, le plus souvent les jambes et les pieds touchant le sol (ou la surface en contact avec le corps et ayant le potentiel le plus bas). Dans ce cas, l'utilisation d'une instrumentation, en fait placée en série entre le corps et le sol, peut fournir une mesure des courants induits par ces champs électriques.

Les courants dans le corps sont généralement considérés comme associés à l'exposition du corps aux champs de radiofréquence, mais sans contact direct avec des objets autres que le sol sur lequel le sujet peut se tenir. Plusieurs techniques usuelles sont utilisées pour mesurer les courants dans le corps, incluant les boucles de type transformateur de courant pour la mesure du courant dans la cheville ou le mollet et les «mesureurs debout» à plaques parallèles pour mesurer le courant qui circule vers le sol à travers les pieds.

7.2 Courant circulant vers le sol

Le courant circulant vers le sol peut être déterminé comme étant le produit de la densité du courant J_S et de la surface de la section du sphéroïde au niveau du sol:

$$I_g = J_S \pi R^2$$

Ce courant peut être mesuré [14, 22, 40, 45].

Le courant vers le sol par kV/m est de 13,2 µA pour l'homme de référence et de 11,4 µA pour la femme de référence, à 50 Hz.

L'EPRI [25] présente une équation empirique pour le courant circulant vers le sol pour une personne de hauteur h debout dans un champ électrique vertical E .

$$I_g = 2\pi f \varepsilon_0 h^2 \tan^2(35,7^\circ) E$$

Cela donne 14,0 µA par kV/m pour l'homme de référence et 12,0 µA par kV/m pour la femme de référence, à 50 Hz. Ces valeurs sont supérieures de 5 % à celles obtenues avec la méthode complètement indépendante décrite ci-dessus. Un accord exact avec la méthode de l'EPRI est obtenu pour les personnes plus corpulentes ayant un rapport $L/R = 9,073$.

NOTE La méthode de calcul prend en compte un contact parfait avec le sol. Dans les conditions réelles d'exposition, l'impédance du contact diminue la densité de courant induit dans le corps. La densité de courant induit calculée correspond à la situation d'exposition la plus défavorable.

Annexe A (normative)

Solutions analytiques pour un sphéroïde dans un champ électrique uniforme

Le sphéroïde a un axe principal de longueur $2L$ sur l'axe Z et une section circulaire de rayon R dans le plan XY (voir Figure A.1). Les propriétés électromagnétiques du sphéroïde sont définies par une constante diélectrique complexe $\varepsilon_i^* = \varepsilon_{ri}\varepsilon_0 - j\frac{\sigma}{\omega}$, où ε_{ri} et σ sont respectivement la permittivité relative et la conductivité électrique des tissus biologiques; ε_0 est la permittivité du vide et ω est la fréquence angulaire du champ électrique externe.

Le sphéroïde est placé dans un champ électrique uniforme E_0 de direction soit parallèle à l'axe de rotation du sphéroïde (axe Z) soit perpendiculaire à cet axe (qui est perpendiculaire à l'axe X ou à l'axe Y). Selon le cas, le champ est respectivement appelé E_{0Z} ou E_{0R} .

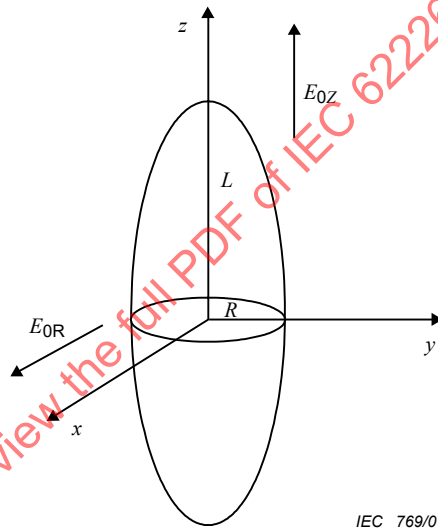


Figure A.1 – Sphéroïde conducteur exposé à un champ électrique

La densité de courant induit dans le sphéroïde quand le champ externe E_{0Z} est parallèle à l'axe principal, et dans l'hypothèse que $L/R > 1$ (modèle humain), est donnée par [61, 62].

$$J_{SZ} = \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{1 + \left(\varepsilon_i^* / \varepsilon_e^* - 1 \right) \left(u_0^2 - 1 \right) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \quad (\text{A.1})$$

Cette densité de courant dans le sphéroïde a la même direction que le champ externe et est donc appelée J_{SZ} .

Dans l'équation (A.1), ε_e^* est la constante diélectrique complexe du milieu externe et

$$u_0 = 1 / \sqrt{1 - (R/L)^2}$$

La densité de courant induit dans le sphéroïde quand le champ externe E_{0R} est perpendiculaire à l'axe de rotation, est donnée par

$$J_{SR} = \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{1 + \left(\varepsilon_i^* / \varepsilon_e^* - 1 \right) \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \quad (A.2)$$

Cette densité de courant dans le sphéroïde a la même direction que le champ externe et est donc appelée J_{SR} .

Pour des fréquences jusqu'à au moins 100 kHz et probablement aussi élevées que 1 MHz ou 10 MHz, on peut supposer que $\varepsilon_i \varepsilon_0 \omega / \sigma \ll 1$ pour les paramètres électriques du tissu biologique. En prenant en compte cela ainsi que les propriétés de l'air environnant, on peut écrire l'équation suivante:

$$\begin{aligned} \varepsilon_i^* &= \varepsilon_i \varepsilon_0 - j \frac{\sigma}{\omega} \cong -j \frac{\sigma}{\omega} \\ \varepsilon_e^* &= \varepsilon_0 \end{aligned}$$

et ainsi

$$\frac{\varepsilon_i^*}{\varepsilon_e^*} - 1 \cong -j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}$$

Après introduction des approximations précédentes, les équations (A.1) et (A.2) deviennent respectivement:

$$\begin{aligned} J_{SZ} &= \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} (u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \\ &\cong \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{-j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} (u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \\ &= j \frac{\omega \varepsilon_0 E_{0Z}}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \end{aligned} \quad (A.3)$$

$$\begin{aligned} J_{SR} &= \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \\ &\cong \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{-j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \\ &= j \frac{2 \omega \varepsilon_0 E_{0R}}{u_0 \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \end{aligned} \quad (A.4)$$

Le facteur de forme pour le champ électrique K_E est donné par:

$$K_{EZ} = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1)[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1]} \quad \text{pour } E_{0Z} \text{ parallèle à l'axe } Z$$

$$K_{ER} = \frac{4\pi\epsilon_0}{u_0[u_0 - (u_0^2 - 1)\coth^{-1}(u_0)]} \quad \text{pour } E_{0R} \text{ perpendiculaire à l'axe } Z$$

Il est important de noter que le facteur de forme du champ électrique K_E dépend uniquement de données géométriques et qu'il est largement indépendant des paramètres électriques et de la fréquence.

K_{EZ} peut être simplifié en utilisant l'identité

$$\coth^{-1}(u_0) = 0,5 \ln \left(\frac{u_0 + 1}{u_0 - 1} \right) \quad (|u_0| > 1)$$

ce qui donne

$$J_{SZ} = \omega\epsilon_0 E_0 \left\{ \frac{1}{(u_0^2 - 1)[u_0 0,5 \ln \left(\frac{u_0 + 1}{u_0 - 1} \right) - 1]} \right\}$$

NOTE Le champ électrique interne E_{iSZ} peut être calculé à partir de la densité de courant J_{SZ} à savoir $E_{iSZ} = J_{SZ}/\sigma$, où σ est la conductivité du modèle du corps humain.

Annexe B (normative)

Modèle axisymétrique du corps humain

B.1 Généralités

L'Article B.2 décrit comment les données d'une étude anthropométrique sur un large échantillon d'hommes et de femmes ont été utilisées pour développer le modèle axisymétrique généralisé. L'Article B.3 décrit comment le modèle axisymétrique généralisé peut être appliqué pour créer un modèle asymétrique du corps humain spécifique à chaque taille et poids pour un homme ou une femme. La méthode a été utilisée pour produire les coordonnées pour l'homme de référence et la femme de référence données au Tableau B.4 et illustrées à la Figure 6.

B.2 Développement des modèles axisymétriques

Une étude anthropométrique [56] présente les statistiques relatives à 180 mesures différentes sur 2 208 femmes et 1 774 hommes sélectionnés comme étant un échantillon représentatif de l'US Army en 1988. Les synthèses statistiques présentées pour chaque mesure incluent le minimum, le maximum, la moyenne et 25 percentiles différents. Le modèle a été développé en utilisant des mesures clés, combinées pour donner 13 coordonnées (rayon, hauteur) sur la surface du modèle axisymétrique du corps. Les points sont reliés par des lignes droites comme le montre la Figure B.1 et déplacés en rotation autour de l'axe vertical afin d'obtenir le modèle complet.

En principe, des modèles séparés peuvent être développés à partir de chaque statistique. Les statistiques sélectionnées sont celles de l'homme médian et de la femme médiane. Les données pour statistiques moyennes et médianes étaient le plus souvent identiques pour toutes les mesures. Les dimensions verticales et radiales de chaque modèle ont été divisées par la hauteur pour donner les modèles normalisés.

Le Tableau B.1 donne les mesures de l'étude anthropométrique fournissant les hauteurs dans le modèle axisymétrique, et le Tableau B.2 donne les mesures utilisées pour les circonférences. Les nombres entre parenthèses sont les références des mesures de l'étude.

Le modèle représente une personne debout, jambes et pieds joints et les bras le long du corps. Les rayons sont choisis comme étant le rayon circulaire donnant la même circonférence que les circonférences mesurées et étant représentées. Dans la région thoracique, le rayon inclut les bras et, pour les jambes, le rayon inclut l'ensemble des deux jambes. L'étude anthropométrique donne des rayons de membres séparés, une proportion desquels doit être combinée avec la mesure appropriée du torse.

Le modèle a le menton tenu droit de telle sorte que le devant et la partie arrière de la mâchoire sont à la même hauteur. Bien que normalement l'arrière devrait être plus bas, cela simplifie le modèle.

Des positions supplémentaires peuvent être ajoutées entre ces positions établies par interpolation linéaire, pour permettre de calculer des courants à ces positions intermédiaires.

Les méthodes pour ajuster les dimensions du modèle normalisé aux hauteurs et masses de référence de l'ICNIRP sont données plus loin dans le présent article .

Tableau B.1 – Mesures de l'étude anthropomorphique utilisées pour construire les dimensions verticales du modèle axisymétrique [56]

Position		Hauteur
1	Sommet	Hauteur (99)
2	Proche du haut de la tête	Hauteur (99) – $(1 - \sqrt{3}/2) \times$ Haut de la tête jusqu'à la glabellle (c'est-à-dire le bas du front) (H19)
3	Haut du front	Hauteur (99) – $\frac{1}{2} \times$ Haut de la tête jusqu'à la glabellle (c'est-à-dire le bas du front) (H19)
4	Bas du front	Hauteur (99) – Haut de la tête jusqu'à la glabellle (c'est-à-dire le bas du front) (H19)
5	Menton	Hauteur (99) – Haut de la tête jusqu'au gonion (c'est-à-dire jusqu'à l'angle au bas de la mâchoire H21)
6	Haut du cou	Hauteur (99) – Haut de la tête jusqu'au gonion (c'est-à-dire jusqu'à l'angle au bas de la mâchoire) (H21)
7	Base du cou	Hauteur de la base du cou du côté des côtes (82)
8	Epaules	Hauteur au point acromial (c'est-à-dire l'épaule) (2)
9	Poitrine et haut des bras	Hauteur de poitrine (37)
10	Taille et coudes	Hauteur à la taille (indentation naturelle) (118)
11	Fessier et poignets	Hauteur du fessier (25)
12	Chevilles	$0,05 \times$ Hauteur (99)
13	Pieds	0

Les nombres entre parenthèses font référence aux mesures de l'étude.

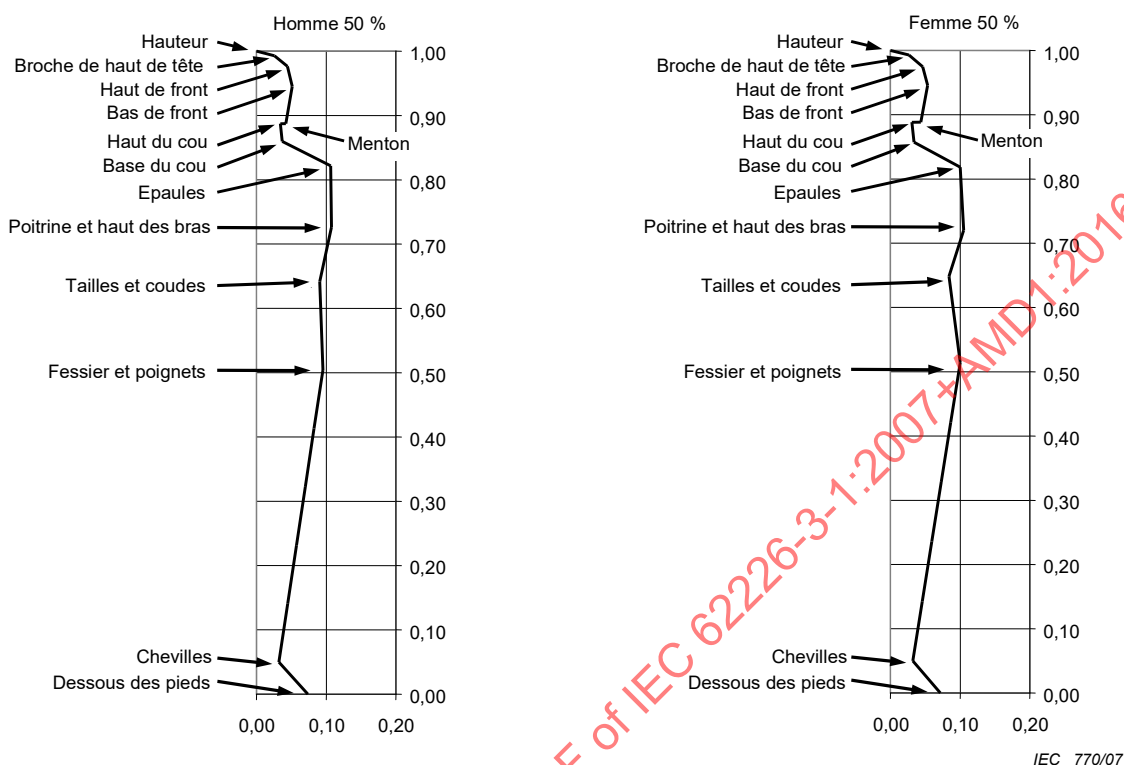
Tableau B.2 – Mesures de l'étude anthropomorphique utilisées pour construire les dimensions verticales du modèle axisymétrique [56]

Position		Circonférence
1	Sommet	0
2	Proche du haut de la tête	$0,5 \times 2\pi \times$ Haut de la tête jusqu'à la glabellle (c'est-à-dire le bas du front) (H19)
3	Haut du front	$(1 - \sqrt{3}/2) \times$ Circonférence de la tête (61)
4	Bas du front	Circonférence de la tête (61)
5	Sous le menton	$0,8 \times$ Circonférence de la tête (61)
6	Haut du cou	Circonférence du cou (80)
7	Base du cou	Circonférence du cou à sa base (81)
8	Epaules	Circonférence des épaules (90)
9	Poitrine et haut des bras	Circonférence de la poitrine (33) + $0,3 \times 2 \times$ Circonférence axillaire (c'est-à-dire supérieure) des bras (7)
10	Taille et coudes	Tour de taille à l'indentation naturelle (113) + $0,3 \times 2 \times$ Circonférence du coude (47)
11	Fessier et poignets	Circonférence du fessier (23) + $0,2 \times 2 \times$ Circonférence du poignet (126)
12	Chevilles	$0,8 \times 2 \times$ Circonférence de la cheville (5)
13	Pieds	$0,92 \times 2 \times$ (Largeur du talon (64) + largeur du pied (horizontale) (50) + Longueur du pied (51))

Les nombres entre parenthèses font référence aux mesures de l'étude.

Les rayons sont obtenus en divisant les circonférences données par 2π .

B.3 Application du modèle axisymétrique du corps



A gauche le modèle de l'homme et à droite le modèle de la femme.

Figure B.1 – Modèles axisymétriques normalisés

La Figure B.1 illustre la section radiale du modèle normalisé de l'homme et de la femme qui a été développé à l'Article B.1. Le modèle est défini par 13 paires de coordonnées (rayon, hauteur) qui sont données dans le Tableau B.3. Toutes ces coordonnées sont exprimées par des quantités sans dimension, en les divisant par la hauteur.

Tableau B.3 – Dimensions du modèle normalisé

	Homme – médian		Femme – médiane	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Sommet	0,000 0	1,000 0	0,000 0	1,000 0
Proche du haut de la tête	0,027 4	0,992 7	0,027 1	0,992 7
Haut du front	0,044 6	0,972 6	0,046 2	0,972 9
Bas du front	0,051 5	0,945 2	0,053 4	0,945 9
Menton	0,042 2	0,887 3	0,043 8	0,888 3
Haut du cou	0,034 3	0,887 3	0,030 8	0,888 3
Base du cou	0,037 0	0,859 7	0,033 8	0,857 2
Epaules	0,106 5	0,821 6	0,100 0	0,818 3
Poitrine + haut des bras	0,107 7	0,726 3	0,105 1	0,720 3
Taille et coudes	0,090 7	0,641 6	0,084 1	0,648 5
Fessier et poignets	0,095 3	0,504 1	0,100 3	0,514 1
Chevilles	0,032 2	0,050 0	0,032 1	0,050 0
Pieds	0,073 7	0,000 0	0,071 8	0,000 0
Surface développée, SB_N	0,481 6		0,479 0	
Toutes les dimensions sont exprimées comme des quantités sans dimension en les divisant par la hauteur.				

Le modèle a été construit à partir des valeurs médianes des dimensions des hommes et femmes de l'étude anthropomorphique. Les différences entre les versions homme et femme des modèles normalisés sont minimales et il est peu probable qu'elles affectent significativement les résultats. Les différences qui apparaissent sont dans la hauteur et dans le poids utilisés, et elles affectent les résultats.

La surface développée normalisée (orientée vers l'extérieur) SB_N (aussi un nombre sans dimension) est donnée au bas du tableau. La surface est proportionnelle à la hauteur et au rayon qui sont tous les deux normalisés par la division par la hauteur. Ainsi, une personne de hauteur L et de forme normalisée a une surface développée:

$$SB = L^2 SB_N \quad (B.1)$$

Le modèle peut être utilisé pour représenter une personne de toute hauteur L et de surface développée SB_R . Pour cela, les dimensions normalisées sont d'abord multipliées par la hauteur requise L pour obtenir le modèle pour une personne de hauteur L et de surface développée $L^2 SB_N$. Les dimensions radiales sont alors ajustées en utilisant le facteur $SB_R / (L^2 \times SB_N)$ pour obtenir le rayon du modèle axisymétrique final. Ainsi, pour obtenir les dimensions radiales finales, les rayons normalisés sont multipliés par $L \times SB_R / (L^2 \times SB_N)$ ou $SB_R / (L \times SB_N)$.

L'ICRP [38] fournit des données statistiques pour la population globale et donne des valeurs de référence pour la hauteur, le poids et la surface développée pour les adultes masculins et féminins et pour les enfants, qui sont données respectivement aux Tableaux 1 et C.1. Les dimensions du modèle axisymétrique pour l'homme de référence et pour la femme de référence sont données dans le Tableau B.4.

Tableau B.4 – Dimensions du modèle axisymétrique pour l'homme de référence et la femme de référence dont la masse et la hauteur sont définies par l'ICRP [38] et données dans le Tableau 1

	Homme de référence		Femme de référence	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Sommet	0,000	1,760 0	0,000 0	1,630 0
Proche du haut de la tête	0,050 1	1,747 1	0,0469	1,618 2
Haut du front	0,081 5	1,711 8	0,080 2	1,585 9
Bas du front	0,094 2	1,663 5	0,092 6	1,541 7
Menton	0,077 2	1,561 6	0,075 9	1,447 9
Haut du cou	0,062 8	1,561 6	0,053 4	1,447 9
Base du cou	0,067 6	1,513 0	0,058 6	1,397 2
Epaules	0,194 8	1,446 0	0,173 4	1,333 9
Poitrine + haut des bras	0,197 0	1,278 3	0,182 2	1,174 0
Taille et coudes	0,165 9	1,129 3	0,145 8	1,057 1
Fessier et poignets	0,174 3	0,887 3	0,173 8	0,838 0
Chevilles	0,058 9	0,088 0	0,055 6	0,081 5
Pieds	0,134 9	0,000 0	0,124 4	0,000 0
SB_R	1,557		1,363	

Pour construire une modèle axisymétrique pour une personne masculine ou féminine de hauteur L et de masse M :

- * sélectionner la hauteur du corps L en mètres ;
- * sélectionner la masse du corps M en kg ;
- * déterminer SB_R requis à partir de L et M en utilisant les équations (3) et (4) ;
- * sélectionner Homme ou Femme ;
- * identifier la colonne dans le Tableau B.3 donnant les dimensions verticales normalisées et multiplier par L pour obtenir les dimensions verticales réelles ;
- * identifier la colonne dans le Tableau B.3 donnant les dimensions radiales normalisées pour l'homme ou la femme selon le cas, et multiplier les valeurs par $SB_R / (SB_N L)$ pour obtenir les dimensions radiales réelles du modèle axisymétrique, où SB_N est pris dans le bas du Tableau B.3.

Annexe C (informative)

Modèle du corps de l'enfant

C.1 Modèle enfant de référence

L'ICRP [38] fournit des données statistiques pour la population globale et donne des valeurs de référence pour la hauteur, le poids et la surface développée pour les adultes et pour les enfants masculins et féminins. Leurs valeurs de référence pour les âges 5 ans, 10 ans et 15 ans sont données au Tableau C.1. Les dimensions de l'enfant de référence sont données au Tableau C.2.

Tableau C.1 – Valeurs de référence données par l'ICRP pour les enfants masculins et féminins

	Masculin			Féminin		
	Hauteur	Masse	Surface développée	Hauteur	Masse	Surface développée
	m	kg	m ²	m	kg	m ²
15 ans	1,67	56	1,62	1,61	53	1,55
10 ans	1,38	32	1,12	1,38	32	1,12
5 ans	1,09	19	0,78	1,09	19	0,78

Tableau C.2 – Dimensions de l'enfant de référence (en m excepté SB_R en m²)

	Enfant de référence 15 ans - masculin		Enfant de référence 15 ans - féminin		Enfant de référence 10 ans		Enfant de référence 5 ans	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Sommet	0,000 0	1,670 0	0,000 0	1,610 0	0,000 0	1,380 0	0,000 0	1,090 0
Proche du haut de la tête	0,045 3	1,657 7	0,044 5	1,598 3	0,037 9	1,369 9	0,032 9	1,082 0
Haut du front	0,073 7	1,624 2	0,076 1	1,566 4	0,061 6	1,342 2	0,053 5	1,060 1
Bas du front	0,085 1	1,578 5	0,087 9	1,522 8	0,071 2	1,304 4	0,061 7	1,030 2
Menton	0,069 8	1,481 8	0,072 0	1,430 1	0,058 4	1,224 5	0,050 6	0,967 1
Haut du cou	0,056 8	1,481 8	0,050 7	1,430 1	0,047 5	1,224 5	0,041 2	0,967 1
Base du cou	0,061 1	1,435 6	0,055 6	1,380 1	0,051 1	1,186 3	0,044 3	0,937 0
Epaules	0,176 1	1,372 0	0,164 6	1,317 5	0,051 1	1,186 3	0,127 7	0,895 5
Poitrine + haut des bras	0,178 1	1,212 9	0,173 0	1,159 6	0,051 1	1,186 3	0,129 1	0,791 7
Taille et coudes	0,150 0	1,071 5	0,138 4	1,044 1	0,051 1	1,186 3	0,108 7	0,699 4
Fessier et poignets	0,157 6	0,841 9	0,165 0	0,827 8	0,051 1	1,186 3	0,114 3	0,549 5
Chevilles	0,053 2	0,083 5	0,052 8	0,080 5	0,044 5	0,069 0	0,038 6	0,054 5
Pieds	0,121 9	0,000 0	0,118 1	0,000 0	0,102 0	0,000 0	0,088 4	0,000 0
SB_R	1,329		1,272		0,919		0,636	

C.2 Résultats

Les résultats de la méthode analytique sont donnés dans le Tableau C.3.

Tableau C.3 – Résultats de la méthode analytique pour les enfants de référence

	L	Masse	Surface développée réduite	Sphéroïde R	L/R	J Sphéroïde	J dans le cou	E pour 2 mA/m ²
	m	kg	m ²	m		mA/m ²	mA/m ²	kV/m
15 ans - masculin	1,670	56	1,329	0,161	10,370	0,144 9	0,262	7,62
15 ans - féminin	1,610	53	1,272	0,160	10,087	0,138 9	0,303	6,59
10 ans - masculin/féminin	1,380	32	0,919	0,135	10,245	0,142 2	0,258	7,76
5 ans - masculin/féminin	1,090	19	0,636	0,117	9,292	0,122 5	0,224	8,94

Un exemple de calcul numérique est illustré à la Figure C.1.

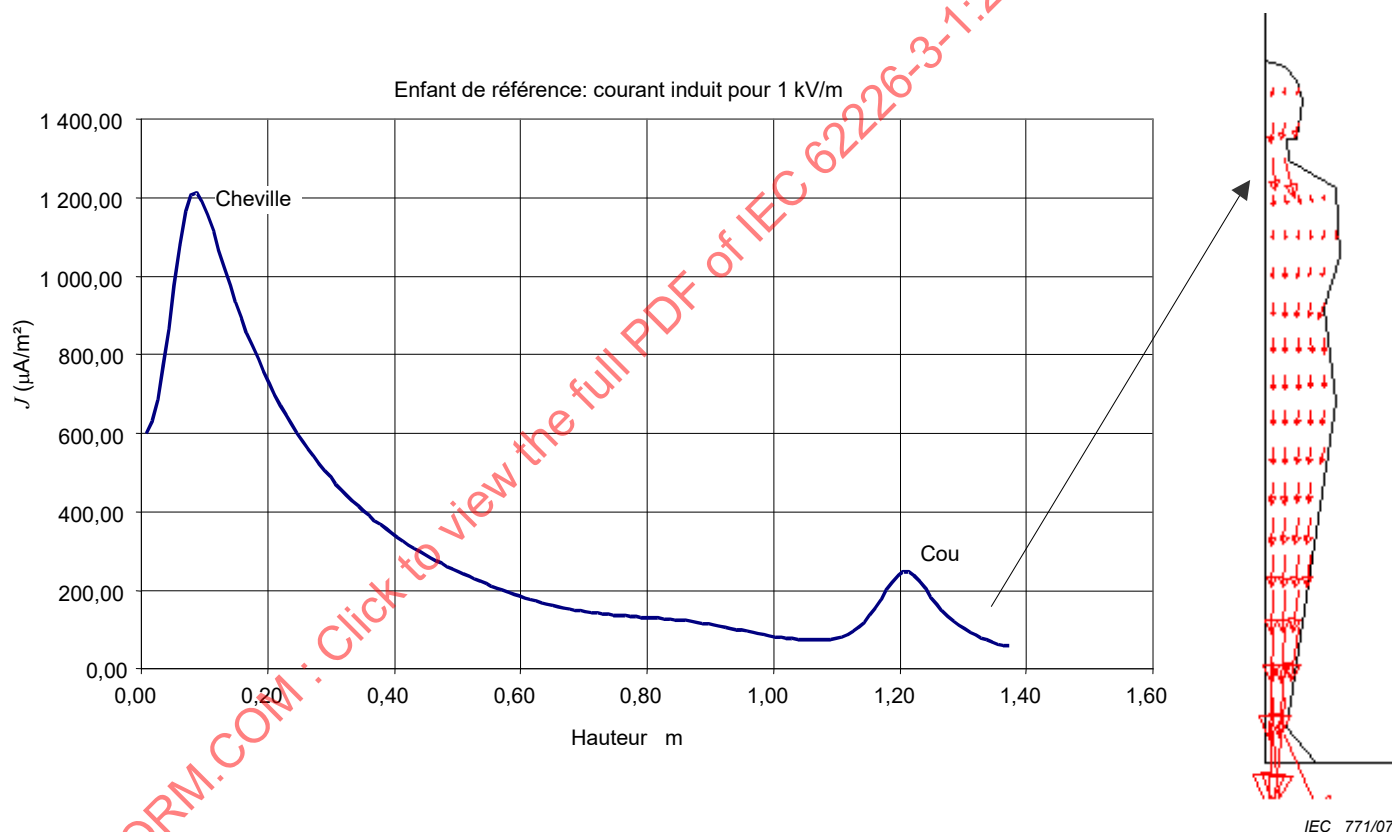


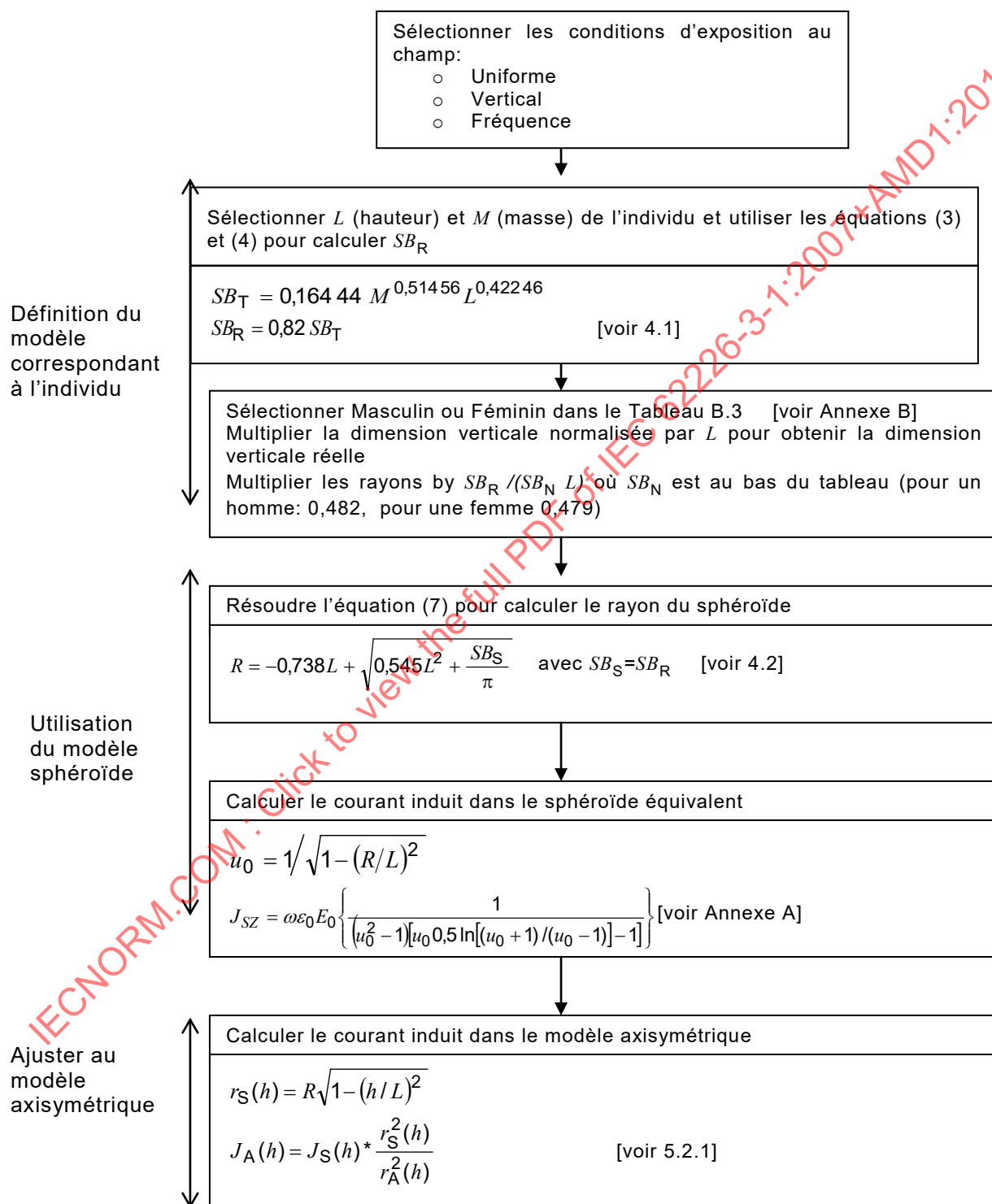
Figure C.1 – Calcul des courants induits J_z le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle d'enfant de référence de 10 ans

La valeur calculée de la densité de courant est 0,249 mA/m², ce qui est très proche du résultat de la méthode analytique donné au Tableau C.3.

Annexe D (informative)

Exemple d'utilisation de cette norme

D.1 Diagramme général



D.2 Exemple sur un individu

L'utilisation de la méthode pour calculer le courant induit dans un individu est illustrée ici:

Choisir les conditions d'exposition: Pour cette illustration, nous faisons l'hypothèse que la fréquence $f = 50$ Hz et le champ électrique est polarisé vertical $E_0 = 3,5$ kV/m.

Choisir les dimensions du corps: Les dimensions du corps sont caractérisées par la hauteur L et la masse M et si c'est un corps masculin ou féminin. Les valeurs données par l'ICRP pour un homme et une femme adultes sont reproduites au Tableau 1, et pour les enfants de 5 ans, 10 ans et 15 ans dans le Tableau C.1. La méthode peut être utilisée pour toute autre combinaison de L et M , par exemple pour faire des investigations sur la variation du courant induit en fonction de la masse du corps.

Pour cette illustration, les dimensions pour une femme sont utilisées: $L = 1,55$ m, $M = 56$ kg.

Trouver la surface développée du corps: Calculer la surface développée totale $SB_T = 0,1644 M^{0,514\ 56} L^{0,422\ 46}$ et la surface développée réduite $SB_R = 0,82 SB_T$.

Pour cette illustration

$$SB_T = 0,1644 M^{0,514\ 56} L^{0,422\ 46} = 1,570 \text{ m}^2.$$

et

$$SB_R = 0,82 \times 1,899 = 1,287 \text{ m}^2.$$

Trouver les dimensions du modèle axisymétrique: Se référer au Tableau B.3 qui donne les dimensions normalisées pour le modèle axisymétrique pour la personne masculine ou féminine. Sélectionner les colonnes homme ou femme selon le cas. Identifier la surface développée SB_N du modèle axisymétrique normalisé dans le bas du tableau.

Pour cette illustration, elles sont:

Tableau D.1 – Dimensions normalisées du modèle pour les femmes

	Femme	
	Radial	Vertical
Sommet	0,000 0	1,000 0
Proche du haut de la tête	0,027 1	0,992 7
Haut du front	0,046 2	0,972 9
Bas du front	0,053 4	0,945 9
Menton	0,043 8	0,888 3
Haut du cou	0,030 8	0,888 3
Base du cou	0,033 8	0,857 2
Epaules	0,100 0	0,818 3
Poitrine + haut des bras	0,105 1	0,720 3
Taille et coudes	0,084 1	0,648 5
Fessier et poignets	0,100 3	0,514 1
Chevilles	0,032 1	0,050 0
Pieds	0,071 8	0,000 0
SB_N	0,479 0	

Multiplier les coordonnées verticales du modèle normalisé par $L = 1,55$ et multiplier les coordonnées radiales du modèle normalisé par $SB_R / (L \times SB_N) = 1,287 / (1,55 \times 0,479 0) = 1,734$.

Tableau D.2 – Calcul des dimensions pour une personne spécifique

	Modèle normalisé		Pour la personne choisie	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Sommet	0,000 0	1,000 0	0,000 0	1,550 0
Proche du haut de la tête	0,027 1	0,992 7	0,047 0	1,538 7
Haut du front	0,046 2	0,972 9	0,080 1	1,508 0
Bas du front	0,053 4	0,945 9	0,092 6	1,466 1
Menton	0,043 8	0,888 3	0,075 9	1,376 9
Haut du cou	0,030 8	0,888 3	0,053 4	1,376 9
Base du cou	0,033 8	0,857 2	0,058 6	1,328 7
Epaules	0,100 0	0,818 3	0,173 4	1,268 4
Poitrine + haut des bras	0,105 1	0,720 3	0,182 2	1,116 5
Taille et coudes	0,084 1	0,648 5	0,145 8	1,005 2
Fessier et poignets	0,100 3	0,514 1	0,173 9	0,796 9
Chevilles	0,032 1	0,050 0	0,055 7	0,077 5
Pieds	0,071 8	0,000 0	0,124 5	0,000 0

Si on prend l'homme de référence comme exemple, on note de petites différences entre les rayons montrés ici et les valeurs du Tableau B.4 résultant des erreurs d'arrondi et des petites réductions supplémentaires (de 0,4 % dans ce cas) appliquées aux rayons utilisés dans le Tableau B.4 pour mettre la surface développée réelle du modèle axisymétrique en accord plus précis avec la surface développée spécifiée SB_R . Cependant, on ne considère pas que cet ajustement est essentiel et il n'est pas inclus comme partie de la méthode.

Trouver les dimensions du modèle sphéroïdal :

La longueur du demi-axe principal du sphéroïde est L . Pour cette illustration, c'est 1,55 m.

Calculer le rayon du sphéroïde R à partir de l'équation:

$$R = -0,738L + \sqrt{0,545L^2 + \frac{SB_R}{\pi}}$$

Pour cette illustration, $R = 0,167 3$ m.

Trouver la densité uniforme de courant dans le sphéroïde:

Pour calculer la densité de courant dans le sphéroïde, calculer d'abord u_0 en utilisant

$$u_0 = 1/\sqrt{1-(R/L)^2}$$

Pour cette illustration, $u_0 = 1,005 9$

$$J_{SZ} = \omega \epsilon_0 E_0 \left\{ \frac{1}{(u_0^2 - 1) [u_0 0,5 \ln[(u_0 + 1)/(u_0 - 1)] - 1]} \right\}$$

où $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$

et $\omega = 2\pi f$.

Pour cette illustration, $2\pi f = 314,2 \text{ s}^{-1}$ et $J_{SZ} = 0,427 \text{ mA/m}^2$.

Trouver la densité de courant dans le cou du modèle axisymétrique:

Il est possible de trouver la densité de courant à travers le modèle axisymétrique, pour chaque paire de coordonnées rayon-hauteur. Pour cette illustration, la densité de courant est évaluée pour le cou où, à l'exception des chevilles, la densité de courant est maximale.

Pour cette illustration, le rayon du cou est $r_A = 0,0586 \text{ m}$ à la hauteur $h = 1,3287 \text{ m}$.

Calculer d'abord le rayon du sphéroïde, r_S à la hauteur h , à partir de

$$r_S = R \sqrt{1 - \left(\frac{h}{L}\right)^2}$$

Pour cette illustration $r_S = 0,0861 \text{ m}$.

Calculer alors la densité de courant J_A dans le modèle axisymétrique, à la hauteur choisie h en utilisant:

$$J_A(h) = J_S \frac{r_S^2(h)}{r_A^2(h)}$$

Pour cette illustration, le courant dans le modèle axisymétrique est $J_A = 0,923 \text{ mA/m}^2$.

Calculer le champ électrique qui correspond à la densité de courant choisie:

Le champ électrique E_{BR} correspondant à la restriction de base ~~qu'est~~ de la densité de courant J_{BR} de, par exemple, 2 mA/m^2 peut être trouvé en utilisant

$$E_{BR} = J_{BR} / J_{A1(\text{cou})}$$

où $J_{A1(\text{cou})}$ est la densité de courant dans le cou du modèle axisymétrique pour un champ électrique de 1 kV/m .

Pour notre illustration, $J_{A1(\text{cou})}$ est $0,923/3,5 = 0,264 \text{ mA/m}^2$ par kV/m et $E_{BR} = 7,6 \text{ kV/m}$.

Pour les restrictions de base en termes de champ électrique interne une valeur E_{iBR} de, par exemple, 20 mV/m peut être trouvée en utilisant l'équation

$$E_{BR} = \sigma E_{iBR} / J_{A1(\text{cou})}$$

où σ est la conductivité du modèle du corps humain. Dans un tel cas, $E_{BR} = 15,2 \text{ kV/m}$.

Annexe E (informative)

Méthodes de calcul numérique

E.1 Généralités

Différentes méthodes de calcul peuvent être utilisées pour la détermination des courants induits dans le corps humain par un champ externe E_0 . Certaines d'entre elles sont fondées sur des modèles équivalents de corps (sphéroïde, potentiel d'espace), d'autres utilisent des géométries plus réalistes (FEM, FDTD).

Cette annexe donne une vue d'ensemble des différentes méthodes de calcul. Les informations données dans cette annexe ne sont pas suffisantes pour les appliquer ; pour ce faire, il convient d'utiliser les sources citées en référence.

Toutes ces méthodes sont basées sur la résolution de l'équation de Maxwell macroscopique. Le choix d'une méthode précise pour la résolution est basé sur différents critères incluant la durée de calcul.

E.2 Modèle sphéroïdal [46]

Dans ce modèle (voir Figure E.1), le corps humain est supposé être un sphéroïde dont les dimensions sont similaires au corps humain. Ce calcul est utilisé pour évaluer l'équation analytique de la densité de courant induit dans le corps humain en prenant en compte les propriétés géométriques du sphéroïde et la valeur du champ électrique externe E_0 .

Le calcul analytique (voir Annexe A) donne pour un champ électrique parallèle à l'axe principal (axe Z)

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0$$

où

f est la fréquence de la source;

K_E est le facteur de forme du champ électrique.

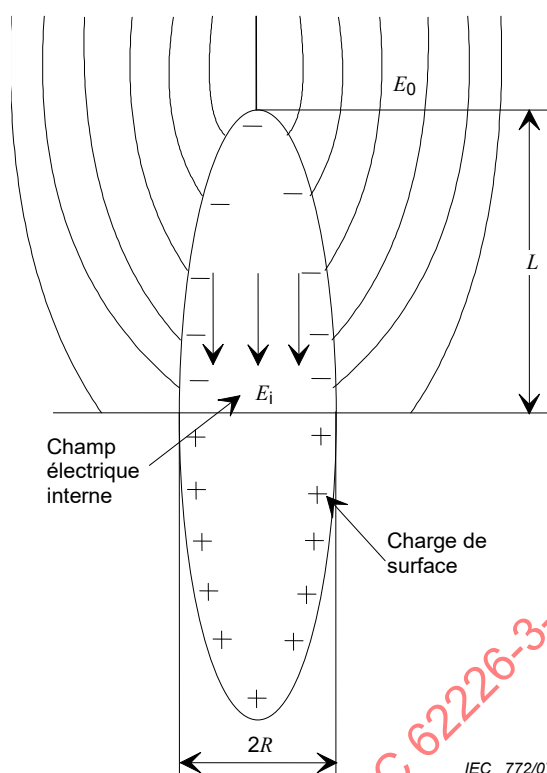
$$K_E = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]}$$

où

$$u_0 = \frac{1}{\sqrt{1 - (R/L)^2}} ;$$

R est le rayon du demi-sphéroïde;

L est la hauteur du demi-sphéroïde.



IEC 772/07

Figure E.1 – Modèle sphéroïdal

E.3 Méthode du potentiel d'espace [22]

Dans cette méthode (voir Figure E.2):

- la capacité équivalente de la tête (équivalente à un sphéroïde) est déterminée,
- le potentiel de la tête: $V = h \times E_0$ est calculé,
- le courant provenant de la tête: $I = \omega \times C \times V$ est calculé.

Cette méthode est facile à utiliser mais elle est très imprécise et peu utilisée.

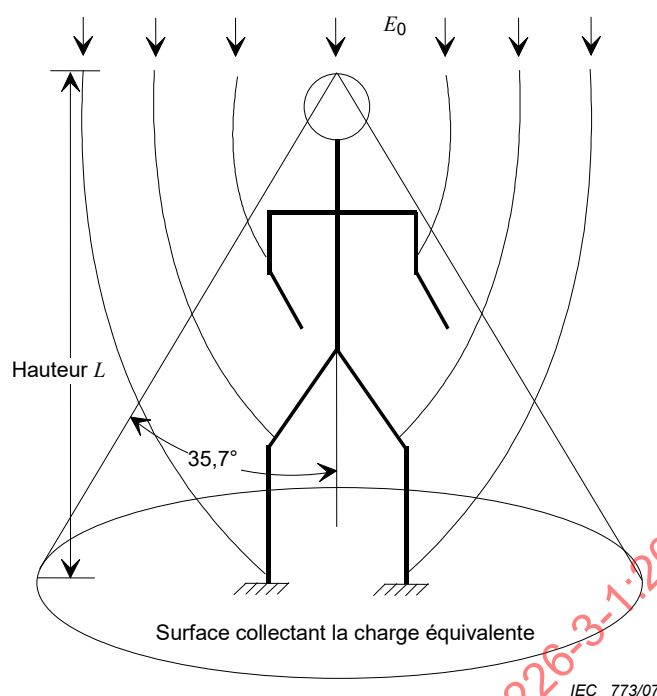


Figure E.2 – Modèle du potentiel d'espace

E.4 Méthode de la charge équivalente [14, 1, 55, 59, 40]

Le principe de la méthode de la charge équivalente (CSM) (voir Figure E.3) est de simuler un champ électrique réel avec un champ formé par un nombre fini de charges imaginaires situées à l'intérieur du corps. Les valeurs des charges simulées sont déterminées en satisfaisant les conditions aux limites en plusieurs points du contour sélectionnés à la surface du corps ($V \approx 0$ dans le champ externe appliqué E_0). Une fois que les valeurs des charges simulées sont déterminées, alors le potentiel et le champ électrique E peuvent être calculés en n'importe quel point de la région à l'extérieur du corps (air) en utilisant le principe de superposition.

Le calcul des courants induits est alors basé sur la loi de Coulomb qui établit:

$$Q = \varepsilon_0 \cdot \int_S \vec{E} \cdot d\vec{S}$$

où S est la surface du corps.

Le champ électrique est normal à la surface du corps et, en présence de tension alternative, l'équation ci-dessus peut être exprimée par

$$I(t) = \frac{dQ}{dt} = \varepsilon_0 \cdot \int_S \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \cdot d\vec{S}$$

Le courant induit sur une section S_z sur l'axe vertical Z à l'intérieur du corps humain est déduit par:

$$J = \frac{I}{S_z}$$

Cette méthode est utilisée avec de nombreuses distributions de charges: ponctuelle, linéaire, annulaire...

La résolution de la matrice est relativement simple et cette méthode est largement utilisée.

Dans notre cas, il convient que le corps humain soit homogène. Dans le cas contraire, cette méthode n'est pas utilisable.

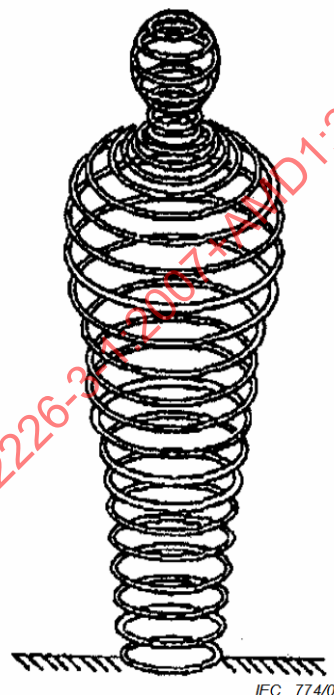


Figure E.3 – Exemple de méthode de la charge équivalente utilisant des anneaux

E.5 Méthode de l'équation intégrale des charges superficielles [9, 5, 10]

La distribution des charges induites sur le corps par un champ électrique externe est déterminée par cette méthode, et l'équation $\text{div}(\vec{J}) = 0$ dans le corps est résolue pour déterminer la répartition de la densité de courant induit. (Voir Figure E.4.)

La méthodologie est la suivante.

- Calcul de la distribution de charges à la surface du corps.

La surface du corps est divisée en n petits éléments. Sur chaque élément apparaît une densité de charges superficielles $\rho_s(i)$. En un point de l'espace, le potentiel est la résultante du potentiel V_0 créée par le champ externe E_0 , et du potentiel créée par les charges superficielles V_c .

La valeur du potentiel du à la distribution de charges est:

$$V_c(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int \frac{\rho_s(i)}{|r_p - r_i|} ds_i$$

Le potentiel sur le corps est supposé constant et le système matriciel suivant peut être introduit: $[M] \times [\rho_s] + [V_0] = [V_{\text{corps}}]$, avec:

$$M_{i,j} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \sum_{i=1}^N \left[\int_{S_j} \frac{\rho_s(j)}{|r_i - r_j|} ds_j - \int_{S'_j} \frac{\rho_s(j)}{|r_i - r'_j|} ds'_j \right].$$

La matrice de la densité de charges est obtenue par la relation entre le courant dans le corps et la densité de charge:

$$I = j\omega \int \rho_s(j).ds_j = j\omega \cdot \sum_{j=1}^N \rho_s(j).ds_j$$

- Calcul du champ électrique à la surface du corps en utilisant la relation: $E_s = \frac{\rho_s}{\epsilon_0}$.
- Calcul du courant circulant dans le corps en utilisant la relation: $I = j\omega \int \rho_s.ds$.
- Calcul de la composante perpendiculaire de la densité de courant en utilisant la relation:
 $J_n = \frac{I}{S_x}$.
- Calcul de la composante tangentielle de la densité de courant en utilisant la relation:
 $\text{div}(\vec{J}) = 0$.
- Calcul du champ électrique interne en utilisant la loi d'Ohm $E = \frac{\vec{J}}{\sigma}$.

Par cette méthode, la densité de charges superficielles est calculée avec précision mais le calcul de la densité de courant induit est approximative du fait de l'hypothèse de l'homogénéité des paramètres physiques du corps humain.

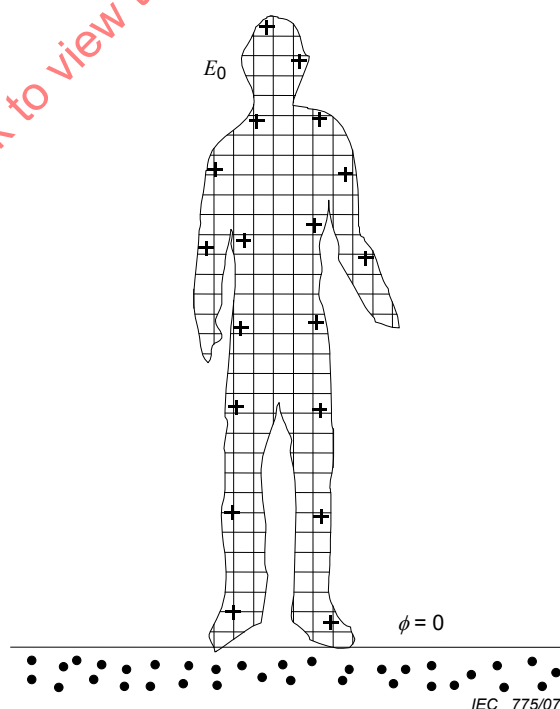


Figure E.4 – Méthode de l'équation intégrale des charges superficielles, en découpant le corps en N éléments

E.6 Méthode des éléments finis [10,12,13, 26]

Dans cette méthode (voir Figure E.5), une équation physique est résolue en utilisant la méthode des éléments finis. Les équations sont:

- $\text{div}(\sigma \cdot \vec{\text{grad}}(\phi) + \frac{d}{dt}(\varepsilon \cdot \vec{\text{grad}}(\phi))) = 0$ avec ϕ = potentiel
- $\text{div}(\frac{\sigma}{\varepsilon_0} \cdot \vec{E} + j \cdot \omega \varepsilon_r \cdot \vec{E}) = 0$.

Ces équations sont dues à la conservation du courant et elles peuvent être écrites comme:

$$(\sigma + j \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r) \cdot \nabla^2 \phi = 0 \text{ (équation de Laplace)}$$

Le champ électrique est déterminé dans l'espace et la densité de courant induit dans le corps est calculée en utilisant l'équation:

$$J = \sigma \cdot E$$

Pour le calcul, tout l'espace doit être "maillé" en incluant l'air, et la durée de calcul est importante.



IEC 776/07

Figure E.5 – Maillage du corps en utilisant la méthode des éléments finis

E.7 Méthode de l'impédance [11]

Dans cette méthode (voir Figure E.6), la distribution de courant induit dans le corps est déterminée en supposant que le corps est équivalent à un réseau d'impédances. La méthodologie est la suivante:

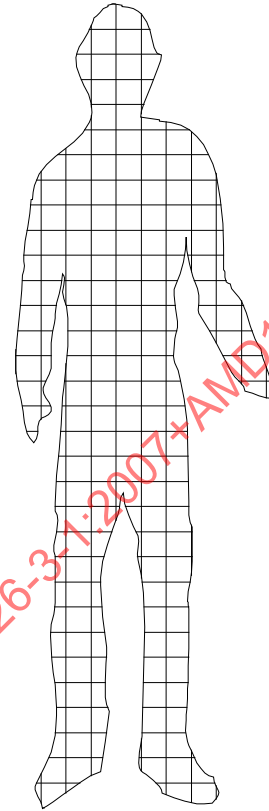
- découpage du corps humain en une grille d'éléments ;
- calcul de l'impédance équivalente de chaque élément

$$R_m^{i,j,k} = \frac{\Delta_m}{\Delta_n \cdot \Delta_p \cdot \sigma_m^{i,j,k}}$$

où i , j et k sont les indices de l'élément considéré, m la direction du calcul, $\sigma_m^{i,j,k}$ la conductivité de l'élément et Δ_i la dimension de l'élément dans la direction i ;

- détermination du champ électrique en résolvant l'équation de Laplace avec une condition d'équipotentialité à la surface du corps ;
- calcul de la distribution du courant dans le modèle d'impédance avec une condition spécifique sur le corps (courant injecté):

$$I = \varepsilon_0 \cdot \frac{dE_{\text{ext}}}{dt} dS$$



IEC 777/07

Figure E.6 – Méthode de l'impédance

E.8 Méthode hybride [50]

Cette méthode exige deux calculs successifs. Dans le premier calcul, le champ externe à la surface du corps est déterminé en résolvant l'équation de Laplace et en supposant que la surface du corps est équipotentielle. La distribution de la densité de charges de surface est alors obtenue par la formule:

$$\vec{n} \cdot \vec{E}_{\text{ext}} = \frac{\rho_s}{\varepsilon_0}$$

Dans un second calcul, le champ interne et la distribution de potentiel dans le modèle du corps humain sont déterminés. Ce modèle du corps humain est composé d'un ensemble de petits blocs de quelques millimètres.

La résolution est effectuée en utilisant la méthode des différences finies sur le potentiel scalaire (SPFD) en utilisant les équations suivantes:

- $\vec{E}_{\text{int}} = -j\omega \cdot \nabla \Psi$ avec Ψ : potentiel interne,
- $\nabla \cdot [\sigma \cdot \nabla \Psi] = 0$ dans le corps,
- $\sigma \cdot \vec{n} \cdot \nabla \Psi = -\rho_s$ à la surface.

Des résultats précis sont obtenus en utilisant cette méthode. La durée de calcul est importante à cause du découpage du corps en petits blocs.

E.9 FDTD [58, 53,54]

La méthode des différences finies dans le domaine temporel (FDTD pour finite-difference time-domain) (voir Figure E.7) est à juste titre la méthode numérique la plus utilisée pour résoudre des problèmes d'électromagnétisme dans les hautes fréquences. Bien que la méthode FDTD existe depuis plus de 30 ans, sa popularité croît constamment au fur et à mesure que le coût de calcul diminue.

La méthode FDTD, initialement proposée par Yee en 1966, est une voie simple et élégante de discrétiser les formes différentielles des équations de Maxwell. Yee utilisa une grille pour un champ électrique E qui était décalée à la fois dans le temps et l'espace par rapport à une grille pour un champ magnétique H afin d'obtenir des équations modifiées qui expriment les champs actuels dans un domaine de calcul, fonctions des champs antérieurs.

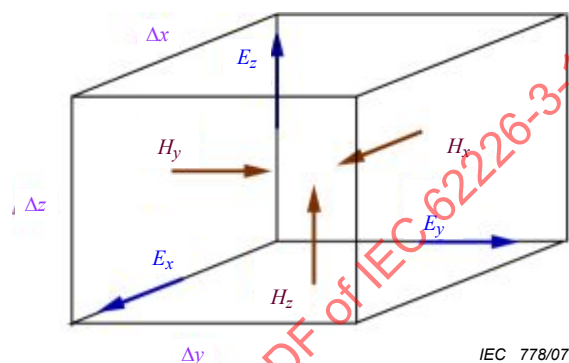


Figure E.7 – Méthode de Yee: Grilles électriques et magnétiques pour la discrétisation spatiale

Les équations modifiées sont utilisées dans un processus «saut de mouton» pour faire progresser de façon incrémentale les champs E et H dans le temps. Malgré la simplicité et l'élégance de l'algorithme de Yee, peu d'intérêt lui fut marqué à sa publication. On peut attribuer cela au manque d'attention à l'époque pour les calculs par ordinateur alors coûteux et aussi à certaines limites intrinsèques à la publication initiale (telle que l'impossibilité de modéliser des problèmes «ouverts» pour toute durée significative). Cependant, comme les restrictions des applications de la méthode FDTD originale ont été rapidement levées et que par ailleurs le coût de l'informatique a chuté, l'intérêt porté à la méthode FDTD pris son envol. L'algorithme FDTD original de Yee est d'une précision de second ordre dans l'espace et dans le temps. La dispersion numérique et les erreurs d'anisotropie de grille peuvent être maintenues faibles en ayant un nombre suffisant d'éléments de grille par longueur d'onde. Taflov a été parmi les premiers à proposer une analyse rigoureuse de ces erreurs [53,54].

Bibliographie

- [1] Ala, Buccheri, Inzerillo, *Shielding effects of buildings on HV Electric field human exposure*, COMPEL, vol. 19 n° 2 p. 683, 2000
- [2] Ala, Buccheri, Inzerillo, *A method to evaluate electric fields induction of overhead lines and substation's equipment in humans*, International Symposium on Electromagnetic Compatibility EMC'99, 1999, Tokyo, Japan.
- [3] P. Baraton, B. Hutzler: *Magnetically induced currents in the human body*, IEC Technology Trend Assessment, 1995
- [4] Bossavit, *Mathematical modelling of the problem of micro-currents generated in living bodies by power lines*, Int. Journal of applied Electromagnetics in Materials, n° 4 p. 291-299, 1994
- [5] Bottauscio, Conti, *Magnetically and electrically induced currents in human body models by ELF electromagnetic fields*, 10^e ISH, p.5-8, 1997
- [6] Bottauscio, Crotti, *A numerical method for the evaluation of induced currents in human models by electromagnetic fields*, 3rd Workshop on Electric and Magnetic fields - Liège, 1996
- [7] E.L. Carstensen, *Biological effects of transmission line fields*, ELSEVIER, 1987
- [8] CENELEC, *Human exposure to low frequency (0 to 10 kHz) electromagnetic fields*, ENV 50166-1, 1995
- [9] Chen, Chuang, Lin, *Quantification for Interaction between ELF-LF Electric Fields and Human Bodies*, IEEE Biomedical Engineering, vol. 33, n° 8, p. 746, 1986
- [10] Chen, Lin, *Biological effects of electromagnetic fields*, Bioelectromagnetism, Oxford Press, p. 903-916, 1995
- [11] J. Cheng, M.A. Stuchly, C. DeWagter, L. Martens, *Magnetic field induced currents in a human head from use of portable appliances*, Phys. Med. Biol., 40, 495-510, 1995
- [12] Chiba, Isaka, Kitagawa, *Application of FEM to analysis of induce current densities inside human model exposed to 60 Hz electric field*, IEEE PAS, vol. 103, n° 7, p. 1895-1901, 1984
- [13] Chiba, Isaka, *Density distribution of currents induced inside the brain in the head part of the human model exposed to power frequency electric field*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 1.307.P6, 1999
- [14] CIGRE, *Electric and Magnetic Fields Produced by Transmission Systems, Description of Phenomena* - Practical Guide for Calculation, CIGRE Guide 21, 1980
- [15] CIGRE Group 36, *Twenty years of research on health effects of 50/60 Hz electromagnetic fields: an assessment*, CIGRE, 2000
- [16] Council of the European union, *Council recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 to 300 GHz)*, 1999/519/EC

- [17] Dan Bracken, *Experimental macroscopic dosimetry for extremely low frequency electric and magnetic fields*, Wiley-Liss, Bioelectromagnetics supplement 1, 15-26, 1992
- [18] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-Hz magnetic fields*, Bioelectromagnetics, 18, 478-490, 1997
- [19] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *A comparison of 60 Hz uniform magnetic and electric induction in the human body*, Phys. Med. Biol., 42, 2319-2329, 1997
- [20] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency electric fields*, IEEE Trans Power Delivery, vol. 13, no. 2, pp. 366-373, 1998
- [21] T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magnetic, 34, 3, 1998
- [22] Deno, *Currents induced in the human body by high voltage transmission line electric field - Measurement and calculation of distribution and dose*, IEEE PAS, vol. 96, n° 5, p.1517, 1977
- [23] P.J. Dimbylow, *Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body*, Phys. Med. Biol., 43, 221-230, 1998
- [24] P. J. Dimbylow, *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields*, Phys. Med. Biol., vol 50 n° 6, 1047-1070, 2005
- [25] EPRI, *Transmission line reference book 345 kV and above*, Electric Power Research Institute. Second edition, 1987
- [26] EPRI, *Transmission line reference book 5 kV and above*, EPRI Electric Research Council
- [27] Foster, Schwan, *Dielectric properties of tissues and biological material: a critical review*, CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 17:25-104, 1989
- [28] C.M. Furse, O.P. Gandhi, *Calculation of electric fields and currents induced in a millimeter resolution human model at 60 Hz using the FDTD method*, Bioelectromagnetics, 19, 293-299, 1998
- [29] C. Gabriel, S. Gabriel and E. Corthout, *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*, Phys. Med. Biol., vol 41 n° 11, 2231-2249, 1996
- [30] S. Gabriel, R. Lau, C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*, Phys. Med. Biol., 41:2251-2269, 1996
- [31] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: III. parametric models for dielectric spectrum of tissues*, Phys. Med. Biol., 41, 2271-2293, 1996
- [32] O.P. Gandhi, J.Y. Chen, *Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models*, Bioelectromagnetics Supplement 1, 43-60, 1992
- [33] Geddes, Baker, *The specific resistance of biological materials- a compendium of data the biomedical engineer and physiologist*, Med. Biol. Eng., 5:271-291, 1967

- [34] R.A. Hart, O.P. Gandhi, *Comparison of cardiac-induced endogenous fields and power frequency induced exogenous fields in an anatomical model of the human body*, Phys. Med. Biol., 43, 3083-3099, 1998
- [35] A. Hirata, K. Caputa, T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *Dosimetry in models of child and adult for low-frequency electric field*, IEEE Trans Biomedical Engineering, vol. 48, no. 9, pp. 1007-1012, 2001
- [36] Horvath, *The electric and magnetic field exposition of biological object due to high voltage values*, 9^e ISH, p 8349, 1995
- [37] ICNIRP, *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, ICNIRP Guidelines, 1998
- [38] ICRP, *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*, ICRP Publication 2002, Pergamon
- [39] R. Kavet, M.A. Stuchly, W.H. Bailey, T.D. Bracken, *evaluation of biological effects, dosimetric models, and exposure assessment related to ELF electric and magnetic field guidelines*, Appl Occup Environ Hyg 16:1118-1138, 2001
- [40] Madhy, Anis, Radwan, *Assessment of field exposed humans near EHV Power lines erected in desert*, 7^e ISH, p. 67-70, 1991
- [41] Matsumoto, Chiba, Hayashi, Isaka, *Effect of Concurrent ELF Electric and Magnetic Fields on induced current density in Biological model in the vicinity of the ground*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 1999
- [42] J.D. Moerlose, T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *Application of the finite difference time domain algorithm to quasi-static fields analysis*, Radio Science, 32, 2, 329-341, 1997
- [43] P. Nopp, E. Rapp, H. Pützner, H. Nakesch, C. Ruhsam, *Dielectric properties of lung tissue as a function of air content*, Phys. Med. Biol., 38, 699-716, 1993
- [44] Poljak, Roje, *Currents induced in human body exposed to the power line electromagnetic field*, 20th conference of IEEE engineering in medicine and biology society, vol. 20, n° 6, p. 3281, 1998
- [45] Reilly P. J., *Applied Bioelectricity, from Electrical Stimulation to Electropathology*, Springer-Verlag, 1998
- [46] Reivonen, Keikko, Isokorpi, *Internal currents in a human body with spheroid model in 400 kV switching substation*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 2.31.S2, 1999
- [47] Schneider, Studinger, Weck, *Courants de déplacement vers le corps humain causés par le champ électrique sous les lignes de transport d'énergie*, CIGRE, 36-34, 1974
- [48] Spiegel, R.J., *Magnetic coupling to a prolate spheroid model of a man*, IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, 1, 208-212, 1977
- [49] Stuchly, Dawson, *Human organ and tissue induced currents by 60 Hz Electric and Magnetic Fields*, 19th conf. IEEE/EMBS, p.2464, 1997
- [50] Stuchly, Dawson, *Interaction of low frequency Electric and Magnetic fields with the human body*, IEEE Proceedings, vol. 88 N° 5 p. 643, 2000
- [51] M. Stuchly, S. Stuchly, *Dielectric properties of biological substances tabulated*, J. Microwave Power, 15:19-26, 1980

- [52] M.A. Stuchly, S. Zhao, *Magnetic field-induced currents in the human body in proximity of power lines*, IEEE Trans. Power Delivery, 11, 1, 102-109, 1996
- [53] A. Taflove, *Review of the formulation and applications of the finite-difference time-domain method for numerical modeling of electromagnetic wave interactions with arbitrary structures*, Wave Motion, vol. 10, no. 6, pp. 547-582, 1988.
- [54] A. Taflove, S. Hagness, *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, published by Artech House, 2000
- [55] Takuma, Kawamoto, Isaka, Yokoi, *A three dimensional method for calculating currents induced in bodies by extremely low-frequency Electric fields*, Bioelectromagnetics, n° 11 p. 71-89, 1990
- [56] US Army Natick, *1988 Anthropometric Survey of US Army Personnel: methods and summary statistics*, NATICK/TR-89/044, 1988
- [57] Xi, M.A. Stuchly, *Induced electric currents in models of man and rodents from 60 Hz magnetic fields*, IEEE Trans. Biom. Eng., 41, 11, 1018-1023, 1994
- [58] K. S. Yee, *Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media*, IEEE Trans. Antennas Propagat., vol. 14, pp. 302-307, 1966.
- [59] Yildirim, Kalenderli, *Computation of electric field induced currents on human body standing under a high voltage transmission line by using charge simulation method*, 2nd Int. Biomedical Engineering Days, p. 75, 1997
- [60] E. Zheng, S. Shao, J.G. Webster, *Impedance of skeletal muscle from 1 Hz to 1 MHz*, IEEE Trans. Biom. Eng., 31, 477-481 (1984)
- [61] A. Stratton, *Electromagnetic Theory*, New York, McGraw-Hill, 1941.
- [62] W. R. Smythe, *Static and Dynamic Electricity*, New York, McGraw-Hill, 1939.
- [63] ICNIRP, *Guide for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz)*, ICNIRP Guidelines, 2010 (disponible en anglais seulement)

FINAL VERSION**VERSION FINALE**

Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

CONTENTS

FOREWORD.....	5
INTRODUCTION.....	7
1 Scope.....	8
2 Exposure to electric field	8
3 General procedure.....	11
3.1 Shape factor.....	11
3.2 Procedure	11
4 Human body models	12
4.1 General.....	12
4.2 Surface area	12
4.3 Semi-spheroidal model.....	13
4.4 Axisymmetrical body model	15
5 Calculation of induced current	16
5.1 General.....	16
5.2 Semi-spheroid	16
5.3 Axisymmetrical models.....	20
5.4 Comparison of the analytical and numerical models	27
6 Influence of electrical parameters	28
6.1 General.....	28
6.2 Influence of permittivity	28
6.3 Influence of conductivity	28
6.4 Non-homogeneous conductivity.....	29
7 Measurement of currents induced by electric fields.....	29
7.1 General.....	29
7.2 Current flowing to the ground	29
Annex A (normative) Analytical solutions for a spheroid in a uniform electric field.....	31
Annex B (normative) Human body axisymmetrical model	34
Annex C (informative) Child body model	39
Annex D (informative) Example of use of this standard	41
Annex E (informative) Numerical calculation methods.....	45
Bibliography.....	53
Figure 1 – Illustration of the phenomenon of currents induced by electric field in a human body standing on the ground	10
Figure 2 – Potential lines of the electric field generated by an energised wire in the absence of any objects (all distances in metres)	10
Figure 3 – A realistic body model.....	12
Figure 4 – Scheme of the semi-spheroid simulating a human being standing on a zero potential plane	13
Figure 5 – Equivalent spheroid radius, R , versus height, L , and for different mass, M	15
Figure 6 – The axisymmetrical body model for the reference man (left) and woman (right).....	15

Figure 7 – Conductive spheroid exposed to electric field	16
Figure 8 – Calculation of the <i>shape factor for electric field</i> K_E for a spheroid exposed to an unperturbed electric field.....	17
Figure 9 – Current density J_S induced by an unperturbed electric field (1 kV/m, 50 Hz) in a spheroid versus parameter L/R (values in $\mu A/m^2$).....	18
Figure 10 – Dimensions and mesh of the semi-spheroid	19
Figure 11 – Distortion of power frequency electric field lines close to the conductive semi-spheroid	19
Figure 12 – Calculated induced current density $J_A(h)$ in the body standing in a vertical 50 Hz electric field of 1 kV/m	21
Figure 13 – Computation domain	23
Figure 14 – Mesh of the man body model and distortion of power frequency electric field lines close to model.....	23
Figure 15 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (man model)	24
Figure 16 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the man model at 50 Hz	25
Figure 17 – Mesh of the woman body model and distortion of power frequency electric field lines close to model.....	25
Figure 18 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (woman model)	26
Figure 19 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the woman model at 50 Hz	27
Figure A.1 – Conductive spheroid exposed to electric field	31
Figure B.1 – Normalised axisymmetrical models. Left: man, Right: woman	36
Figure C.1 – Computation of induced currents J_Z along a vertical axis, and distribution of induced currents in the 10 years reference child model.....	40
Figure E.1 – Spheroid model.....	46
Figure E.2 – Space potential model	47
Figure E.3 – Exemple of charge simulation method using rings.....	48
Figure E.4 – Superficial charges integral equation method, cutting of the body into N elements.....	49
Figure E.5 – Mesh of the body using finite element method	50
Figure E.6 – Impedance method	51
Figure E.7 – Yee-method: Electric and magnetic grids for spatial discretization	52
Table 1 – Data for reference man and reference woman	13
Table 2 – Values of $\arcsin(e) / e$ for different values of L/R	14
Table 3 – Derived data using spheroid model at 50 Hz	20
Table 4 – Electric field E_{BR} required to produce basic restrictions J_{BR} or E_{iBR} in the neck at 50 Hz.....	22
Table 5 – Comparison of values of the shape factor for electric field K_E and corresponding current densities for an unperturbed 50 Hz electric field of 1 kV/m	28
Table B.1 – Measures from antropomorphic survey used to construct vertical dimensions of axisymmetrical model [56]	35

Table B.2 – Measures from antropomorphic survey used to construct the radial dimensions of axisymmetrical model [56]	35
Table B.3 – Normalised model dimensions.....	37
Table B.4 – Axisymmetric model dimensions for reference man and reference woman whose mass and height are defined by ICRP [38] and are given in Table 1	38
Table C.1 – Reference values provided by ICRP for male and female children.....	39
Table C.2 – Dimensions of the reference children (in m excepted SB_R in m ²)	39
Table C.3 – Results of analytical method for the reference children	40
Table D.1 – Normalised dimensions of the women model.....	41
Table D.2 – Calculation of the dimensions for a specific person	42

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

EXPOSURE TO ELECTRIC OR MAGNETIC FIELDS IN THE LOW AND INTERMEDIATE FREQUENCY RANGE – METHODS FOR CALCULATING THE CURRENT DENSITY AND INTERNAL ELECTRIC FIELD INDUCED IN THE HUMAN BODY –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

FOREWORD

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

DISCLAIMER

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

This Consolidated version of IEC 62226-3-1 bears the edition number 1.1. It consists of the first edition (2007-05) [documents 106/125/FDIS and 106/128/RVD] and its amendment 1 (2016-10) [documents 106/376/FDIS and 106/378/RVD]. The technical content is identical to the base edition and its amendment.

This Final version does not show where the technical content is modified by amendment 1. A separate Redline version with all changes highlighted is available in this publication.

International Standard IEC 62226-3-1 has been prepared by IEC technical committee 106: Methods for the assessment of electric, magnetic and electromagnetic fields associated with human exposure.

This standard is to be used in conjunction with the first edition of IEC 62226-1:2004, *Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body – Part 1: General*.

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

This International Standard constitutes Part 3-1 of IEC 62226 series, which will regroup several international standards and technical reports within the framework of the calculation of induced current densities and internal electric fields.

A list of all parts of the IEC 62226 series, published under the general title *Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body*, can be found on the IEC website.

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

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

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

INTRODUCTION

Public interest concerning human exposure to electric and magnetic fields has led international and national organisations to propose limits based on recognised adverse effects.

This standard applies to the frequency range for which the exposure limits are based on the induction of voltages or currents in the human body, when exposed to electric and magnetic fields. This frequency range covers the low and intermediate frequencies, up to 100 kHz. Some methods described in this standard can be used at higher frequencies under specific conditions.

The exposure limits based on biological and medical experimentation about these fundamental induction phenomena are usually called “basic restrictions”. They include safety factors.

The induced electrical quantities are not directly measurable, so simplified derived limits are also proposed. These limits, called “reference levels” are given in terms of external electric and magnetic fields. They are based on very simple models of coupling between external fields and the body. These derived limits are conservative.

Sophisticated models for calculating induced currents in the body have been used and are the subject of a number of scientific publications. These models use numerical 3D electromagnetic field computation codes and detailed models of the internal structure with specific electrical characteristics of each tissue within the body. However such models are still developing; the electrical conductivity data available at present has considerable shortcomings; and the spatial resolution of models is still progressing. Such models are therefore still considered to be in the field of scientific research and at present it is not considered that the results obtained from such models should be fixed indefinitely within standards. However it is recognised that such models can and do make a useful contribution to the standardisation process, specially for product standards where particular cases of exposure are considered. When results from such models are used in standards, the results should be reviewed from time to time to ensure they continue to reflect the current status of the science.

EXPOSURE TO ELECTRIC OR MAGNETIC FIELDS IN THE LOW AND INTERMEDIATE FREQUENCY RANGE – METHODS FOR CALCULATING THE CURRENT DENSITY AND INTERNAL ELECTRIC FIELD INDUCED IN THE HUMAN BODY –

Part 3-1: Exposure to electric fields – Analytical and 2D numerical models

1 Scope

This part of IEC 62226 applies to the frequency range for which exposure limits are based on the induction of voltages or currents in the human body when exposed to electric fields.

This part defines in detail the coupling factor K – introduced by the IEC 62226 series to enable exposure assessment for complex exposure situations, such as non-uniform magnetic field or perturbed electric field – for the case of simple models of the human body, exposed to uniform electric fields. The coupling factor K has different physical interpretations depending on whether it relates to electric or magnetic field exposure. It is the so called “shape factor for electric field”.

This part of IEC 62226 can be used when the electric field can be considered to be uniform, for frequencies up to at least 100 kHz.

This situation of exposure to a “uniform” electric field is mostly found in the vicinity of high voltage overhead power systems. For this reason, illustrations given in this part are given for power frequencies (50 Hz and 60 Hz).

2 Exposure to electric field

Alternating electric fields are generated by energised conductors (i.e. under voltage). In the immediate vicinity of domestic electrical equipment, such as lights, switches, food mixers and irons, local electric-field strengths about 100 V/m may be found. Such fields are non-uniform, but their strengths are far below the levels recommended in safety guidelines, so there is no need of calculation of induced currents in such exposure situations.

Higher electric-field strengths may be found in the vicinity of high voltage equipment such as electric power line. In the frequency range covered by this standard, it is considered that exposure from power lines is the only significant exposure source for public regarding safety guidelines limits.

Guidelines on human exposure to electric fields are generally expressed in terms of induced current density or internal electric field. These quantities cannot be measured directly and the purpose of this document is to give guidance on how to assess these quantities induced in the human body by external (environmental) electric fields E_0 .

The induced current density J and the internal electric field E_i are closely linked by the simple relation:

$$J = \sigma \cdot E_i \quad (1)$$

where σ is the conductivity of the body tissue under consideration.

Although some guidelines on human exposure to electric fields adopt internal electric field as a limiting parameter, for reason of simplification, the content of this standard is presented mainly in terms of induced current densities J , from which values of internal electric field E_i can be easily derived using the previous formula.

All the calculation developed in this document use the low frequency approximation in which displacement currents are negligible, such that $\varepsilon\omega/\sigma$ is less than 1 in the body. This approximation has been checked using published tissue data [29,31] ¹⁾ in the low frequency range and it has been found to be valid for frequencies up to at least 100 kHz and is probably valid at higher frequencies.

Computations based on sophisticated numerical models of the human body [24] also demonstrate that this assumption is valid at frequencies up to more than 100 kHz by showing that the relationship between the induced current density in the body and the product of frequency and external electric field hardly varies at all between 50 Hz and 1 MHz, and is only slightly altered at 10 MHz.

Analytical models can be used for simple cases of calculations.

Electric fields cause displacement of electric charges in conductive objects (including living bodies) and, because these fields are alternating, the electric charges move backwards and forwards. The result is an “induced” alternating current inside the conductive object. This current depends only on:

- the shape and size of the conducting object;
- the characteristics (magnitude, polarisation, degree of non-uniformity, etc.) of the unperturbed field (field which is measured in the absence of any conducting object);
- the frequency of the field
- the variation of conductivity of the object (in homogeneous media, the current density induced by electric fields does not depend on conductivity).

Figure 1 illustrates this induction phenomenon for the case where the body is in electrical contact with the ground.

¹⁾ Figures in square brackets refer to the Bibliography.

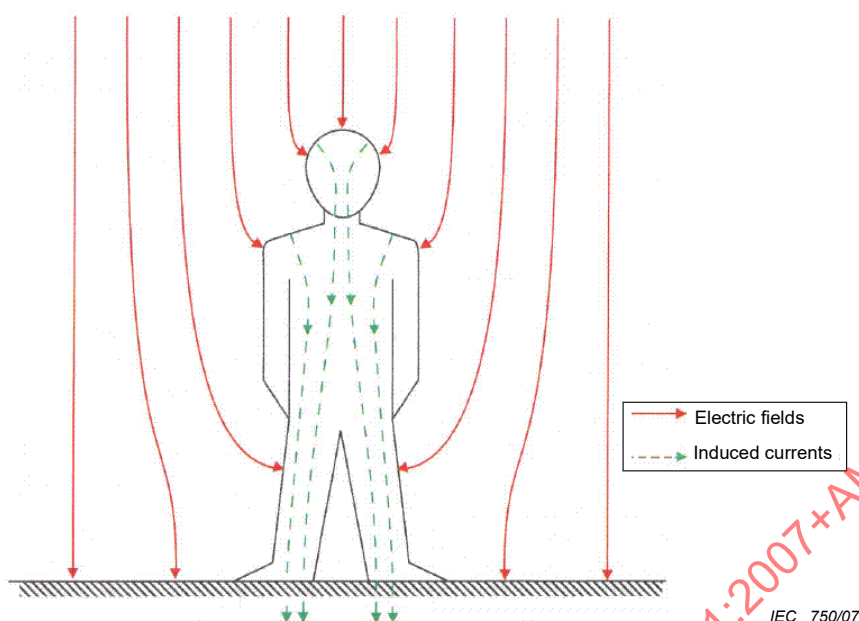


Figure 1 – Illustration of the phenomenon of currents induced by an electric field in a human body standing on the ground

The typical case of public exposure to an electric field is under high voltage power transmission lines. In this case, the distance between the source of field and the human body is large and the field in the zone close to the ground, in the absence of any conductive object, can be considered to be uniform (see Figure 2).

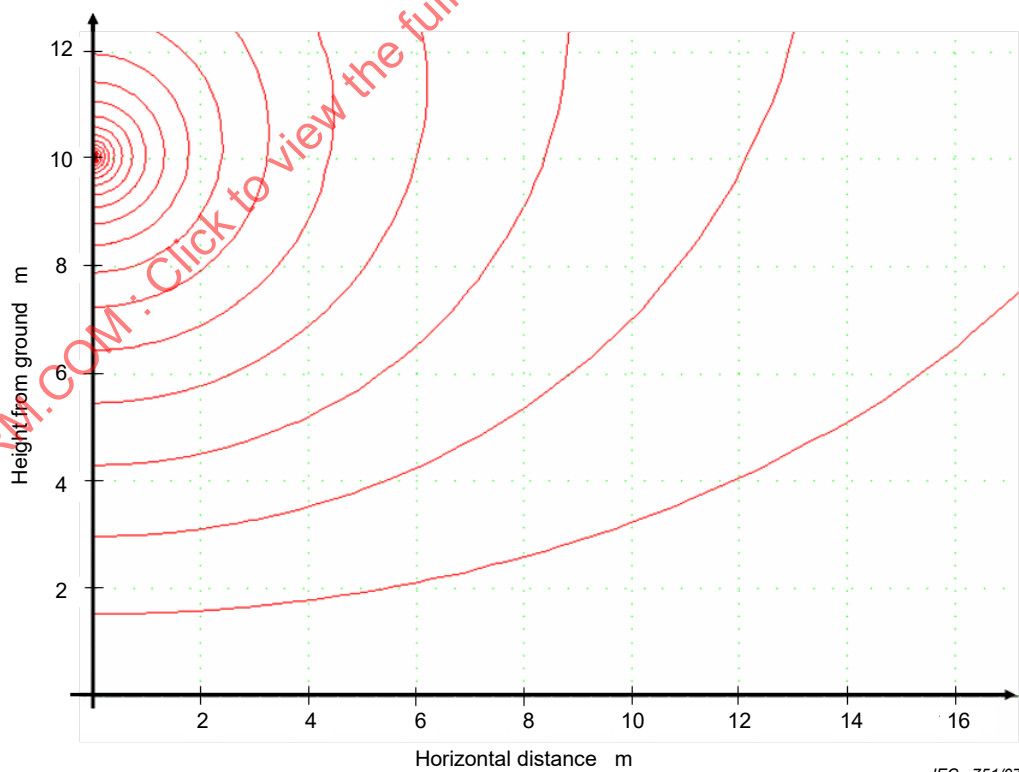


Figure 2 – Potential lines of the electric field generated by an energised wire in the absence of any objects (all distances in metres)

3 General procedure

3.1 Shape factor

In the low and intermediate frequency range, the relation between the induced current in the human body (J) and a uniform electric field (E_0) can be reduced to:

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0 \quad (2)$$

Where:

f is the frequency;

E_0 is the magnitude of the unperturbed electric field;

K_E is defined as the “*shape factor for the electric field*”.

K_E is dependant on the size, the conductivity, the form and the position of the model of the human body. It is also dependant on the location within the body where the induced current density is evaluated. K_E is independent of the frequency for analytical assessment of the induced current produced by electric fields (see Annex A).

K_E is given in units of $A \cdot s \cdot V^{-1} \cdot m^{-1}$ or Farad per metre (F/m), which relates to the fact that the exposure to the electric field corresponds physically to a capacitive coupling between the field source and the conductive object exposed to the field.

NOTE The internal electric field E_i can be calculated from the current density J as $E_i = J/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model (see equation (1)).

3.2 Procedure

The current density inside an individual can be estimated analytically, following a three stage process. The first stage is to compute the current density in a semi-spheroid, whose dimensions are chosen to best represent the particular body. As it will be shown in 5.3 of this standard, the current density is uniform throughout the spheroid but depends on the ratio L/R of its semi-major axis and semi-minor axis.

The second stage is to use a realistic axisymmetrical model of a human body to determine the current density as a function of vertical position within the body.

The third stage is to convert the current density averaged at a particular height to the local current density in the different tissues at that height. Health guidelines on exposure to EMF refer specifically to current density (or internal electric field) in the central nervous system, so the particular area of interest within the body is the spinal cord in the neck, due to the small cross section of the neck, which concentrates the current (or internal electric field) in that region.

Induced currents are calculated for men and women as well as children using reference values for their height, mass and surface area published by ICRP [38]. Sufficient information is given here to apply the method to persons of any weight and height.

Numerical calculations are also presented demonstrating the validity of the analytical procedure.

4 Human body models

4.1 General

In scientific literature, many models of different complexity have been used for the assessment of currents and internal fields induced by electric or magnetic field (Figure 3). Examples of such sophisticated calculations are given in the bibliography. It must be emphasised that these computations have been performed using dedicated softwares which require highly specialised competences and are not widely available. Therefore, it is considered that such computational techniques are not relevant with regard to standardisation objectives.

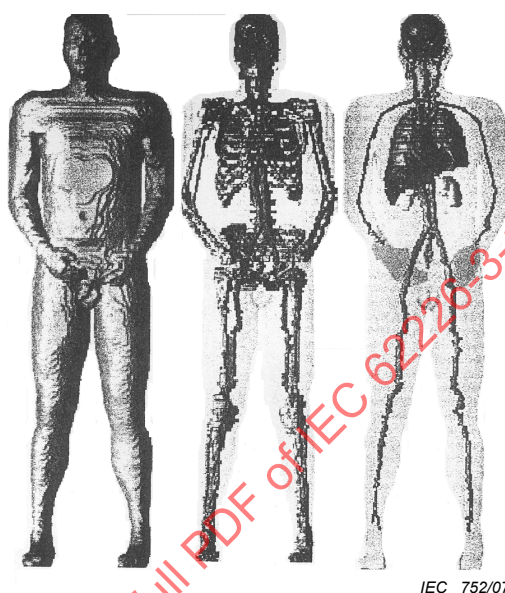


Figure 3 – A realistic body model

Analytical calculations are possible when using simple models, such as the model of a spheroid in a uniform electric field.

4.2 Surface area

The surface area of a body (SB) is used to scale both the spheroidal and the axisymmetrical body models for different sized bodies. It depends on the height and the mass of the body. The report of the ICRP [38], *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*, provides an algorithm giving the total surface area (SB_T) of a person as a function of its height L (in metres) and mass M (in kg):

$$SB_T = 0,164\,4\,M^{0,514\,56}L^{0,422\,46} \quad (3)$$

In our case, only the outwards-facing surface area of the body is considered, which is approximately 82 % of the total surface area SB_T . The 18 % reduction comprises 3 % for excluding the soles of the feet, 6 % for excluding the touching surface of the legs, and 8 % for excluding the inner surface of the arms and hands and 1 % for the perineum. The reduced surface area (SB_R) is therefore:

$$SB_R = 0,82\,SB_T \quad (4)$$

Table 1 gives the results for the reference man and the reference woman which are introduced in 4.4 and Annex B.

Table 1 – Data for reference man and reference woman

	Reference man	Reference woman
Height, m	1,76	1,63
Mass, kg	73	60
Total surface area SB_T , m ²	1,889	1,662
Reduced surface area SB_R , m ²	1,557	1,363

4.3 Semi-spheroidal model

To calculate the induced current density inside a human standing on a conducting plane it is necessary to model the reflection of the body in the ground. Thus the body is represented by half of the spheroid (Figure 4) and the reflection by the other half (Figure 7). The semi-major axis L of the spheroid is set to the height of the person being represented.

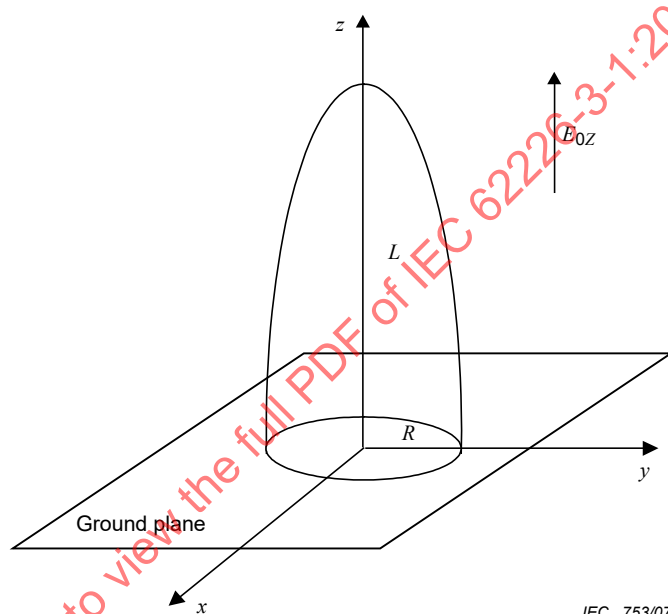


Figure 4 – Scheme of the semi-spheroid simulating a human being standing on a zero potential plane

The semi-minor axis (i.e. the radius) R is chosen to give the same total current flowing into the ground through the feet when the body is grounded as for the body it represents. This is achieved by ensuring that the spheroid has the same outward-facing surface area SB_R as the body it represents.

The surface area SB_S of a half spheroid of height L and radius R is given by:

$$SB_S = \pi R^2 \left[1 + \frac{L}{R} \frac{\arcsin(e)}{e} \right] \quad (5)$$

where e is the eccentricity:

$$e = \sqrt{1 - \frac{R^2}{L^2}}$$

R is determined from the mass M and L by solving equation (5) for R , with $SB_S = SB_R$, and where SB_R is given by equations (3) and (4). Thus

$$R = -\frac{B}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{B}{2}\right)^2 + \frac{SB_S}{\pi}} \quad (6)$$

where

$$B = L \frac{\arcsin(e)}{e}$$

B is a function of R , but as $\arcsin(e)/e$ varies only slowly with L/R , as shown in Table 2, B also varies only slowly with L/R , and therefore B can be determined using an approximate value for L/R .

Table 2 – Values of $\arcsin(e)/e$ for different values of L/R

L/R	9,0	9,2	9,4	9,6	9,8	10
$\text{Arcsin}(e)/e$	1,469	1,471	1,473	1,474	1,476	1,478

Using $L/R = 9,8$ gives

$$B = 1,476 L$$

This is substituted into equation (6) to give the equation for R in terms of L and SB_S :

$$R = -0,738L + \sqrt{0,545L^2 + \frac{SB_S}{\pi}} \quad (7)$$

Figure 5 presents the result graphically. It can be used to find the radius R from the height L and mass M of a person. For example, the reference man, whose mass is 73 kg and height is 1.76 m, the radius R is 0,178 m and L/R is 9,86.

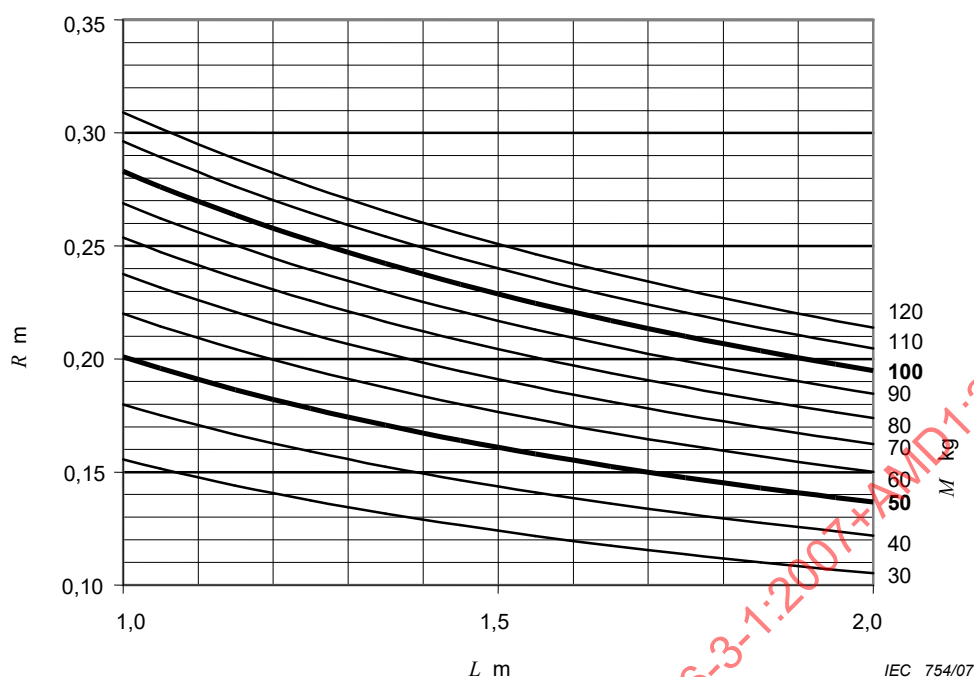


Figure 5 – Equivalent spheroid radius, R , versus height, L , and for different mass, M

4.4 Axisymmetrical body model

The axisymmetrical body model represents the essential features of the body: its height, total surface area, neck dimensions, and approximate vertical profile. However it cannot be a perfect representation of the body because the body is not axisymmetrical. Figure 6 illustrates the radial cross section of the axisymmetrical model for the reference man and woman.

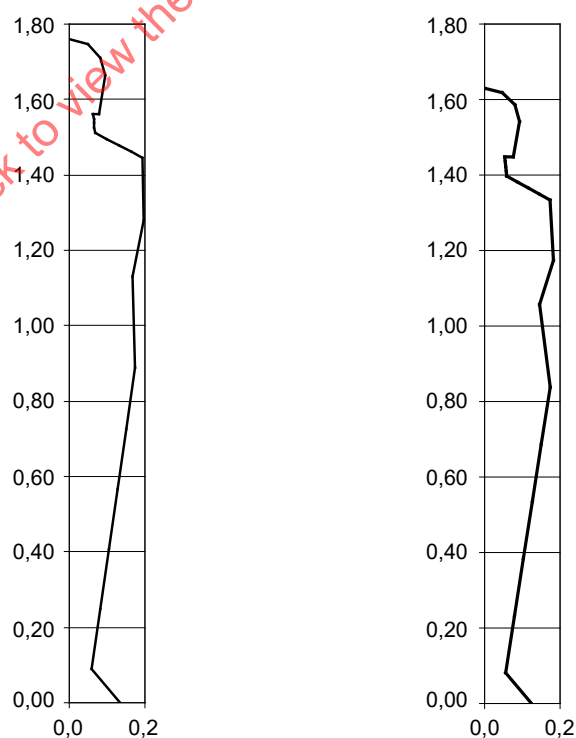


Figure 6 – The axisymmetrical body model for the reference man (left) and woman (right)

Annex B describes how data from an anthropometric survey of 2 208 women and 1 174 men, chosen as a representative sample from the US Army, were used to develop the axisymmetrical model. The model is defined by 13 (radius, height) coordinates.

5 Calculation of induced current

5.1 General

Analytical models to quantify the relationship between induced currents in conductive bodies and external electric fields are generally based upon the most simple assumption that the external fields are uniform and at a single frequency, and that the bodies are homogeneous and with a shape that can be described analytically (as is the case of spheres, spheroids, etc.). Therefore, they cannot easily take into account the fact that the human body is a non-homogeneous structure with a complex shape.

Nevertheless, analytical models can be used for simple cases of calculations and/or to validate numerical calculations.

In the particular case of the homogeneous models developed in this standard, the induced current density is independent of the conductivity and the permittivity (low frequency approximation).

5.2 Semi-spheroid

5.2.1 Analytical

In Annex A, the detailed analytical solutions for a spheroid in a uniform electric field are presented as a function of spheroid's geometrical and electrical parameters and of the magnitude and direction of the electric field vector (Figure 7). The spheroid representation is equivalent to the semi-spheroid in the presence of the ground plane as explained in 4.3.

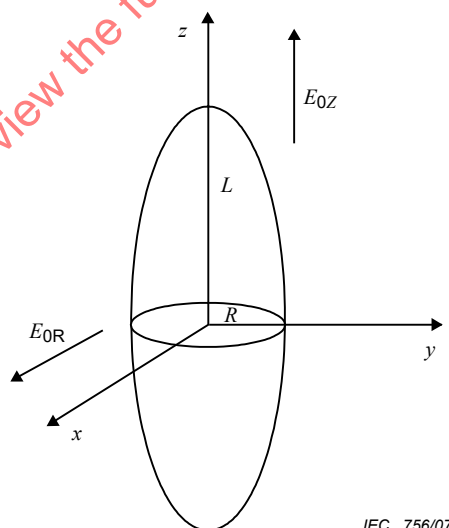


Figure 7 – Conductive spheroid exposed to electric field

L is the length of the semi-major (rotational) axis of the spheroid (axis Z), R is the length of the semi-minor axis of the spheroid (R is also the radius of the circular cross section of the spheroid at the symmetry plane (plane XY)).

The shape factor for electric field K_E is calculated for 2 orientations of the field vector: E_0 parallel to Z axis (therefore K_E and E_0 are called K_{EZ} and E_{0Z}) and E_0 perpendicular to Z axis (therefore K_E and E_0 are called K_{ER} and E_{0R}).

The results of this analytical calculation are summarised hereunder in Figures 8 and 9.

Figure 8 gives in a graphic form the result of the calculation of K_{EZ} and K_{ER} as a function of the ratio L/R (shape parameter).

Figure 9 gives the result of the analytical calculation of the local current density J_s , for a field magnitude of 1 kV/m at 50 Hz.

NOTE The internal electric field E_i can be calculated from the current density J as $E_i = J/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model.

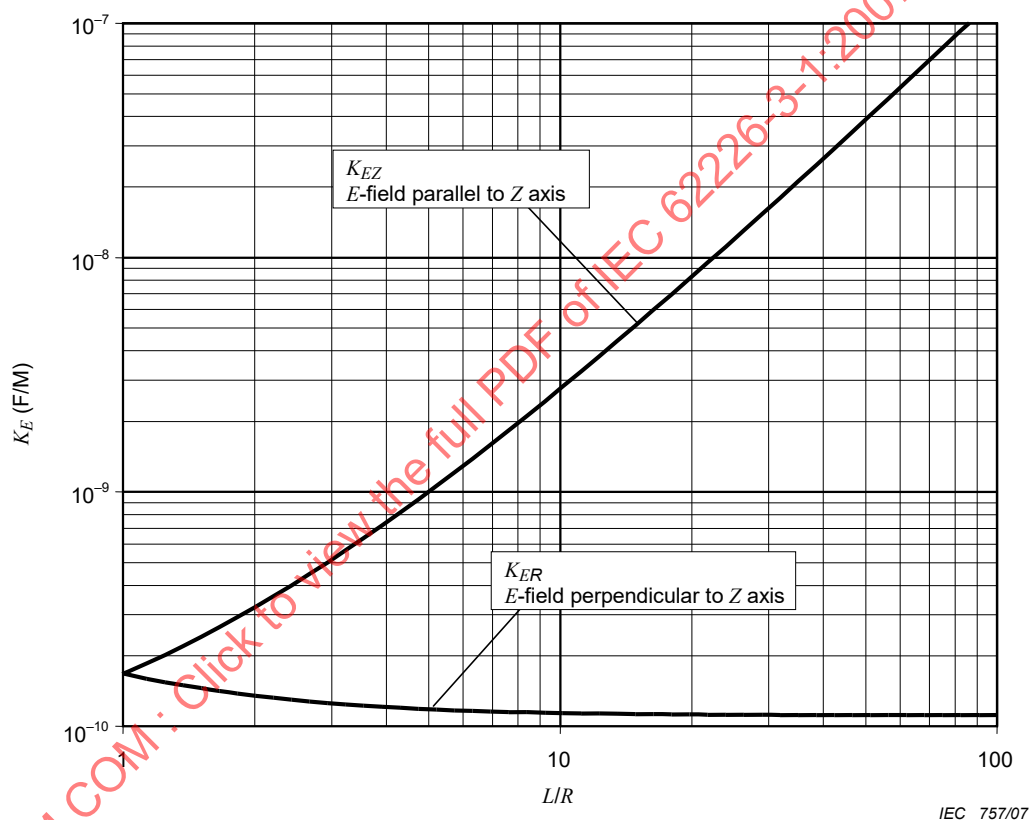


Figure 8 – Calculation of the shape factor for electric field K_E for a spheroid exposed to an unperturbed electric field

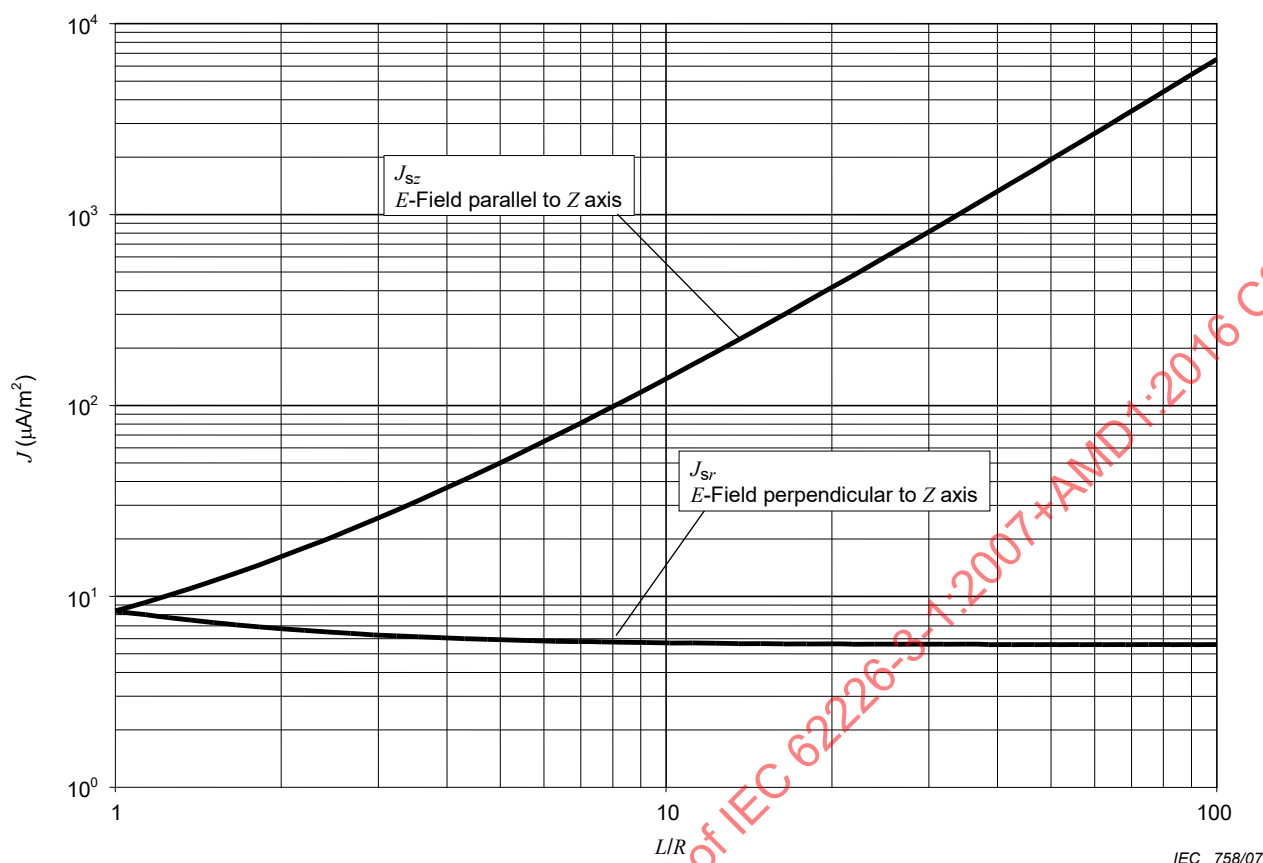


Figure 9 – Current density J_s induced by an unperturbed electric field (1 kV/m, 50 Hz) in a spheroid versus parameter L/R (values in $\mu\text{A}/\text{m}^2$)

Direct application:

Considering the values for the reference man (see 4.3) $L/R = 9,86$ and $L = 1,76$ m, exposed to 50 Hz vertical electric field with a magnitude of 1 kV/m, the curves in Figures 8 and 9 give:

$$K_{EZ} \cong 2,68 \times 10^{-9} \text{ A.s/V.m}$$

and

$$J_{SZ} = K_{EZ} \cdot f \cdot E_{0Z} \cong 0,134 \text{ mA}/\text{m}^2$$

5.2.2 Numerical

Different methods can be used to determine the current induced by an external electric field E_0 in a conductive object. In the following computations, a finite elements method was used.

Physical parameters for the air are [27,33,51]:

$$\epsilon_r = 1$$

$$\sigma = 0 \text{ S/m}$$

Characteristics of the semi-spheroid model are:

$$L = 1,76 \text{ m}$$

$$\epsilon_r = 10^5$$

$$R = 0,178 \text{ m}$$

$$\sigma = 0,2 \text{ S/m}$$

In the example given here, the mesh of the semi-spheroid is composed of 2744 surface elements (see Figure 10).

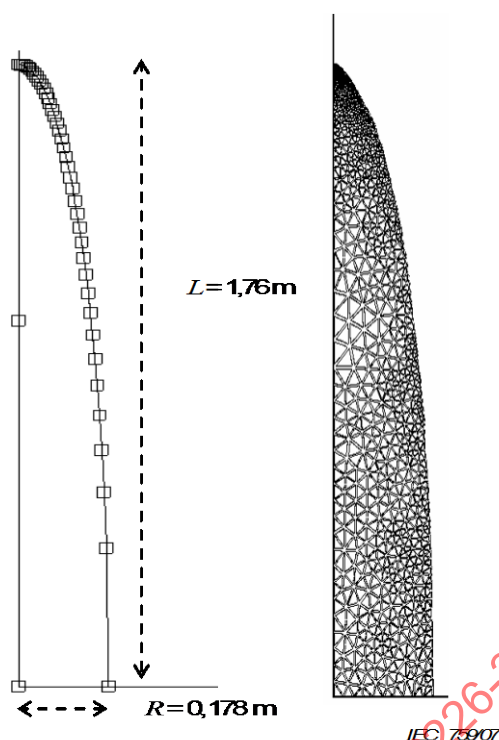


Figure 10 – Dimensions and mesh of the semi-spheroid

In the computation domain, the external 50 Hz electric field E_0 is generated by a plane electrode at 10 m from the ground plane, with an electrical potential of 10 000 V. The domain is assumed to be axisymmetrical.

Figure 11 shows the perturbed electric field in the air, close to the semi-spheroid. The semi-spheroid distorts the lines of electric field, which become perpendicular to the surface of the spheroid. Without the semi-spheroid or far from it, these lines of electric field are vertical.

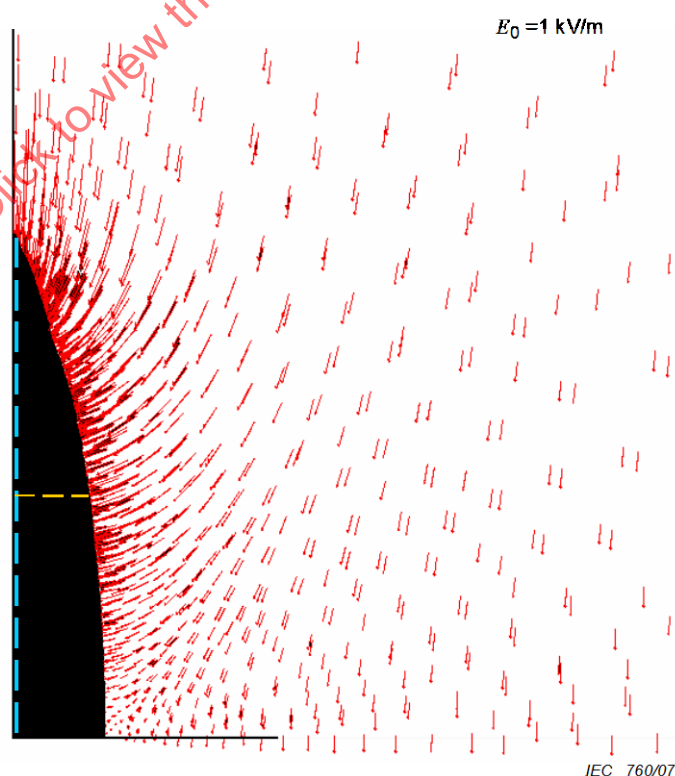


Figure 11 – Distortion of power frequency electric field lines close to the conductive semi-spheroid

The current density in the centre of the semi-spheroid is very similar to the current density value from analytical calculation.

The variation is less than 1 % along the vertical axis and the current density should be considered as constant. As a result, it can be considered that this simple numerical model gives results identical to those of the analytical calculation.

5.3 Axisymmetrical models

5.3.1 Analytical

Table 3 gives values derived in the course of calculating the current density in the spheroid. The surface area in the third row was calculated from the height and mass using Equation (3). In the next row the 0,82 factor was applied (Equation (4)) to remove non-outward facing surfaces when standing. Using the outward-facing surface area and Equation (7) gives in the next row the radius R for a half spheroid having the same surface area. The following row presents the corresponding L/R . It is approximately the same for both reference man and reference woman.

Table 3 – Derived data using spheroid model at 50 Hz

	Reference man	Reference woman
Height L , m	1,76	1,63
Mass M , kg	78	60
Total surface area of body SB_T , m ²	1,899	1,662
Reduced surface area of body SB_R , m ²	1,557	1,363
Spheroid radius R , m	0,178	0,168
L/R	9,86	9,68
Current density J_{SZ} in spheroid per kV/m, mA/m ²	0,134	0,130
Ground current per kV/m, μ A	13,4	11,6

The current density J_{SZ} in the spheroid depends only on the parameter L/R , the electric field and frequency. For $L/R = 9,86$ the current density throughout the spheroid is $J_{SZ} = 0,134$ mA/m² per kV/m of electric field at 50 Hz. For 60 Hz, it is 20 % higher.

The vertical current density J_{SZ} is uniform throughout the spheroid. The vertical current flowing through a horizontal layer of the spheroid therefore increases progressively from zero at the top to a maximum at the ground. This is because of the displacement current is entering the spheroid progressively over its whole height.

In practice the human body is not a half spheroid but has an effective horizontal radius that varies unevenly with vertical position as represented by the axisymmetrical model.

The assumption is made that at a particular height the same overall current flows as in the spheroid, but it flows in the different cross sectional area of the asymmetrical model at that height. Thus at a particular height h above ground, the induced current density in the axisymmetrical model J_A is given by:

$$J_A(h) = J_S(h) \times \frac{\text{horizontal area of the spheroid}}{\text{horizontal area of the human}}$$

or

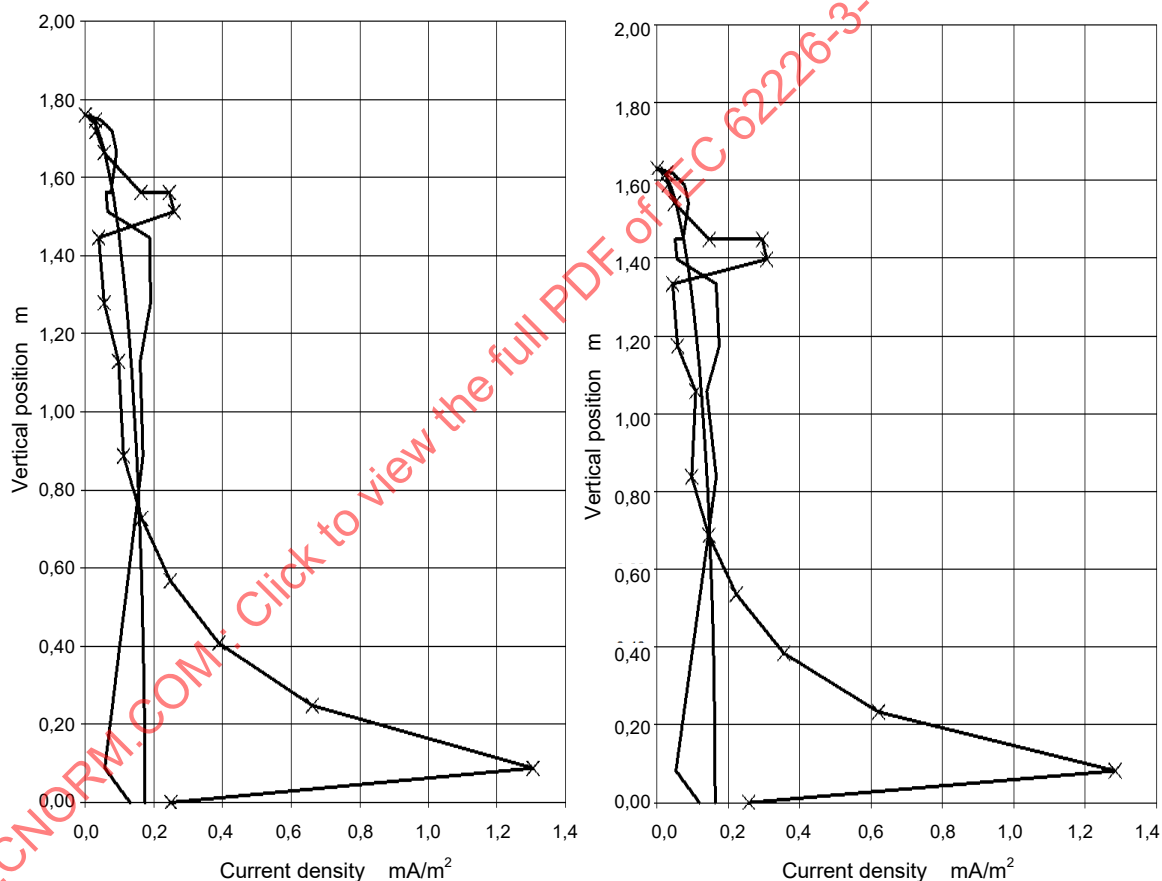
$$J_A(h) = J_S(h) * \frac{r_S^2(h)}{r_A^2(h)}$$

where $r_S(h)$ is the horizontal radius of the spheroid at height h and $r_A(h)$ is the horizontal radius of the axisymmetrical model at height h .

The vertical cross section of a spheroid through its axis is an ellipse and the radius $r_S(h)$ at height h of a semi-spheroid is:

$$r_S(h) = R\sqrt{1 - (h/L)^2}$$

The variation of current density with height is shown in Figure 12 for reference man and reference woman.



IEC 761/07

Outlines of the spheroidal model and axisymmetrical models used are also shown. Left: man, right: woman.

Figure 12 – Calculated induced current density $J_A(h)$ in the body standing in a vertical 50 Hz electric field of 1 kV/m

The current density is maximum in the ankle, and there is a smaller maximum in the neck. The current density in the neck is slightly greater at the base of the neck than at the top of the neck even though its diameter is slightly larger at its base. Table 4 gives the maximum current density in the neck for reference man and reference woman and also gives the corresponding neck diameter at the point of the maximum.

The quantity of interest is the external electric field E_{BR} required to produce a current density equal to the basic restriction. This is found by dividing the basic restriction (J_{BR} in mA/m²) by the current density per kV/m (J_A in mA/m²/(kV/m)).

$$E_{BR} = J_{BR} / J_A(\text{neck})$$

Values of E_{BR} are given for the two most commonly used basic restrictions J_{BR} : 2 mA/m² (public) and 10 mA/m² (occupational).

These calculations are of average current density in the neck and assume the current is uniformly distributed across the horizontal cross section of the neck. Allowance for non-uniform conductivity and its effect on current density within the neck and in the central nervous system tissue is made in 6.4.

For the basic restrictions in terms of internal electric fields, i.e. E_{iBR} : 20 mV/m (public) and 100 mV/m (occupational), the external electric field E_{BR} required to produce an internal electric field equal to the basic restriction E_{iBR} is found by the following relation:

$$E_{BR} = \sigma E_{iBR} / J_A(\text{neck})$$

where σ is the conductivity of the human model.

Table 4 – Electric field E_{BR} required to produce basic restrictions J_{BR} or E_{iBR} in the neck at 50 Hz

	Reference man	Reference woman
J_A , current density in neck per kV/m, mA/m ²	0,244	0,286
Circumference at base of neck, m	0,425	0,368
E_{BR} , electric field for a 2 mA/m ² basic restriction in the neck, kV/m	8,2	7,0
E_{BR} , electric field for a 10 mA/m ² basic restriction in the neck, kV/m	41	35
E_{BR} , electric field for a 20 mV/m basic restriction in the neck, kV/m ($\sigma = 0,2$ S/m assumed)	16,4	14,0
E_{BR} , electric field for a 100 mV/m basic restriction in the neck, kV/m ($\sigma = 0,2$ S/m assumed)	82	70

5.3.2 Numerical

Numerical calculations are presented for reference man and reference woman for the axisymmetrical body-model providing confirmation of the validity of the analytic approach. Numerical results for a reference 10-year-old child are given in Annex C.

The computation domain is identical to that used for the calculation for the semi-spheroid model (see 5.2.2 and Figure 13).

The values of the physical parameters are the same as were used previously:

- $\varepsilon_r = 1$ and $\sigma = 0$ S/m for the air

- $\varepsilon_r = 10^5$ and $\sigma = 0,2 \text{ S/m}$ for the human body

The dimensions of the axisymmetrical human model are given in table B.4. Its shape is illustrated in Figure 6.

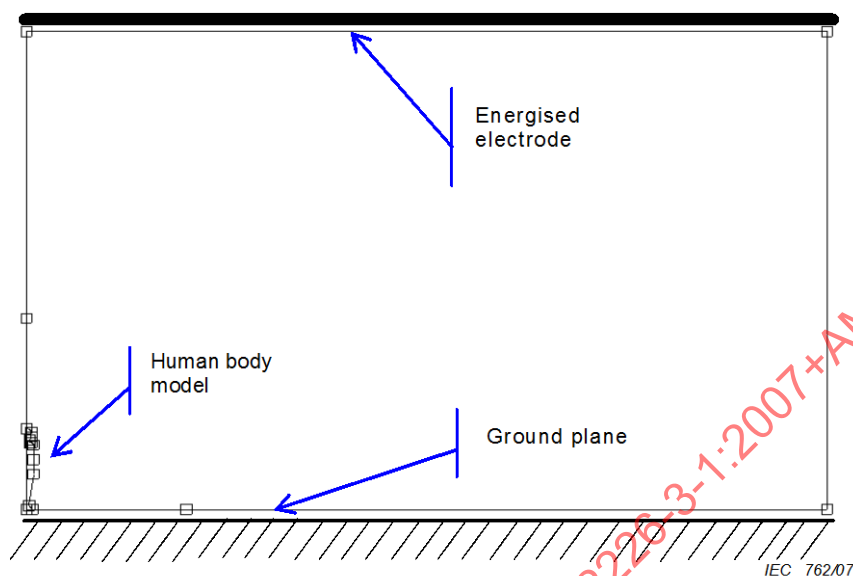
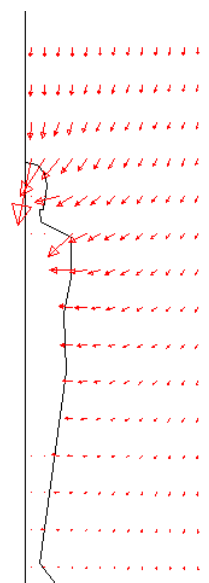
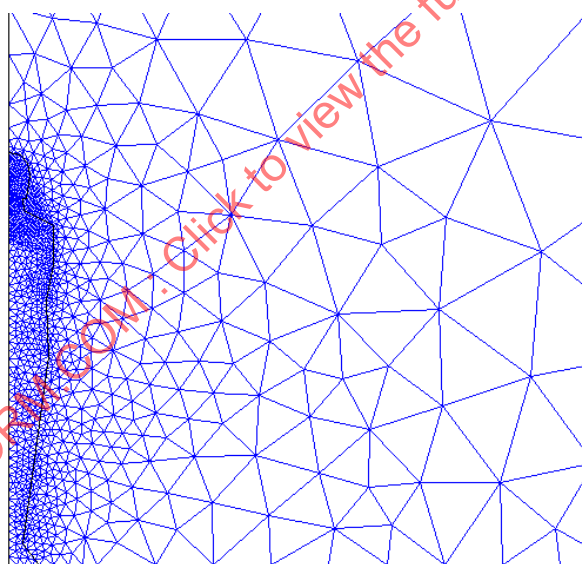


Figure 13 – Computation domain

The results are given hereafter for the reference man and woman.

5.3.2.1 Reference man model



IEC 763/07

Figure 14 – Mesh of the man body model and distortion of power frequency electric field lines close to model

Figure 14 shows the perturbed electric field in the air, close to the model. In the same way as previously, the human body model distorts the lines of electric field, which become perpendicular to the surface of the body. Without the human body model or far from it, these lines of electric field are vertical.

Figure 15 gives the distortion of the electric field equipotential lines due to the presence of the human body model, and the distribution of the electric field magnitude. The distortion is the strongest close to the head of the model, which also means that the electric field is the stronger in this area.

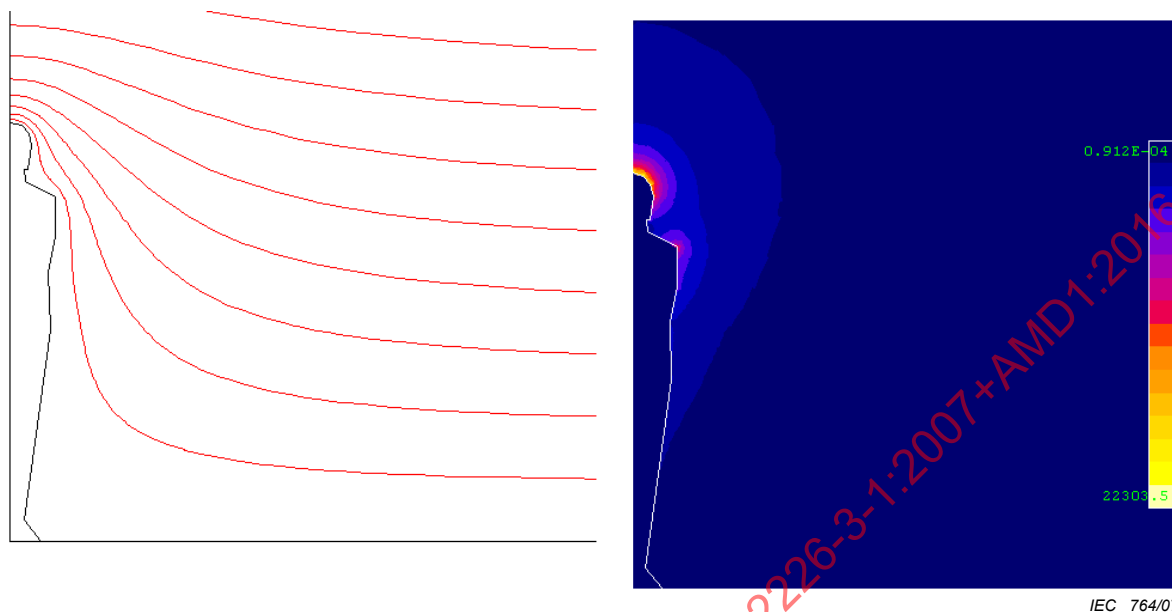


Figure 15 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (man model)

The maximum value of the electric field in the air around the head is 18 kV/m (without the human body model, the unperturbed external electric field value is $E_0 = 1$ kV/m).

Figure 16 gives the result of the computation of induced currents inside the human body model. These values have been calculated along the rotational axis of the model. These values correspond to an unperturbed 50 Hz electric field $E_0 = 1$ kV/m.

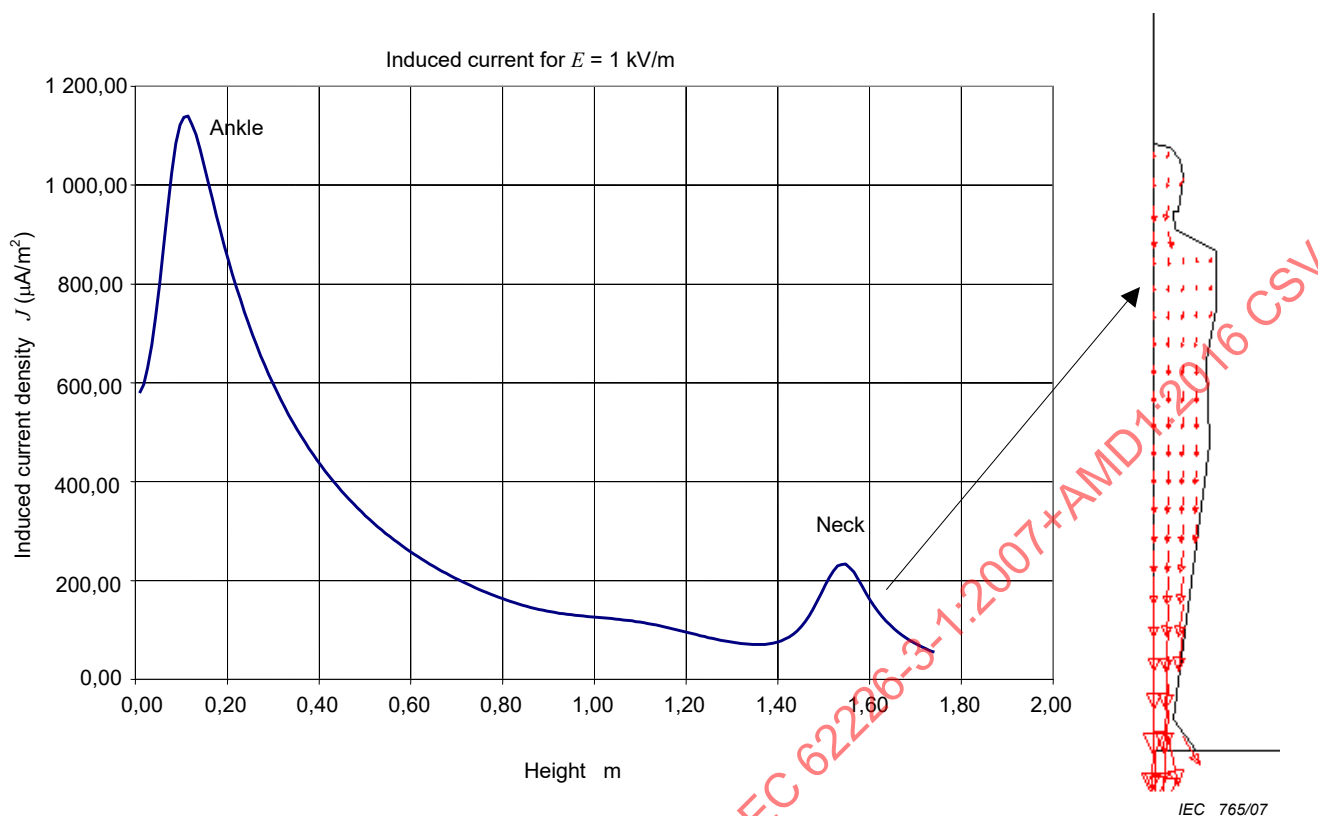


Figure 16 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the man model at 50 Hz

The value of the induced current density J_A is given in mA/m^2 . The induced current density is higher where the cross section of the model is small (neck or ankle).

5.3.2.2 Reference woman model

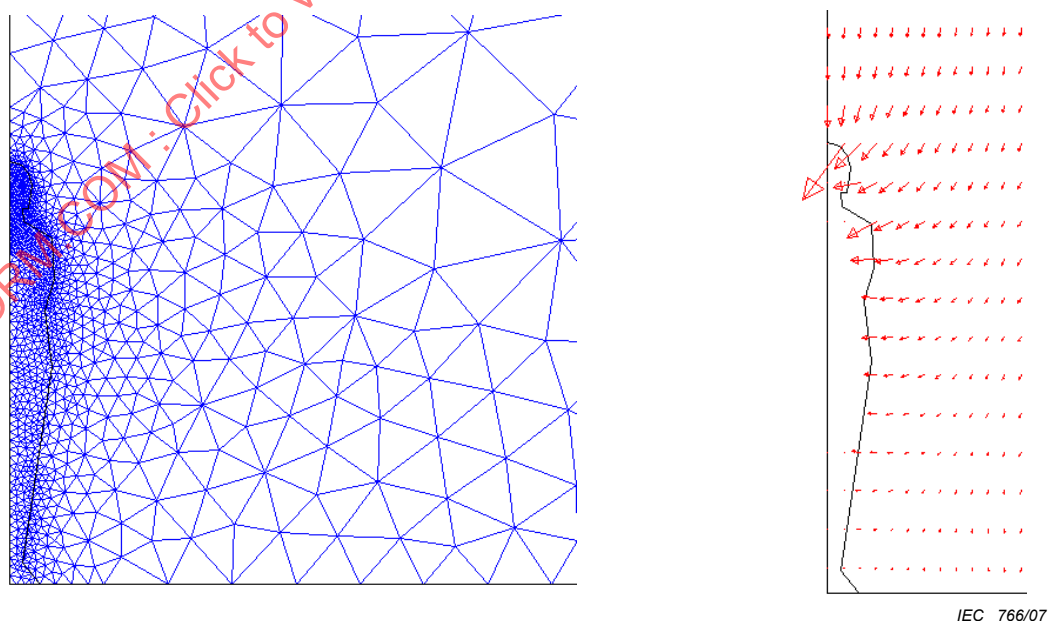


Figure 17 – Mesh of the woman body model and distortion of power frequency electric field lines close to model

Figure 17 shows the perturbed electric field in the air, close to the model. In the same way as previously, the human body model distorts the lines of electric field, which become perpendicular to the surface of the body. Without the human body model or far from it, these lines of electric field are vertical.

Figure 18 gives the distortion of the electric field equipotential lines due to the presence of the human body model, and the distribution of the electric field magnitude. The distortion is the strongest close to the head of the model, what also means that the electric field is the stronger in this area.

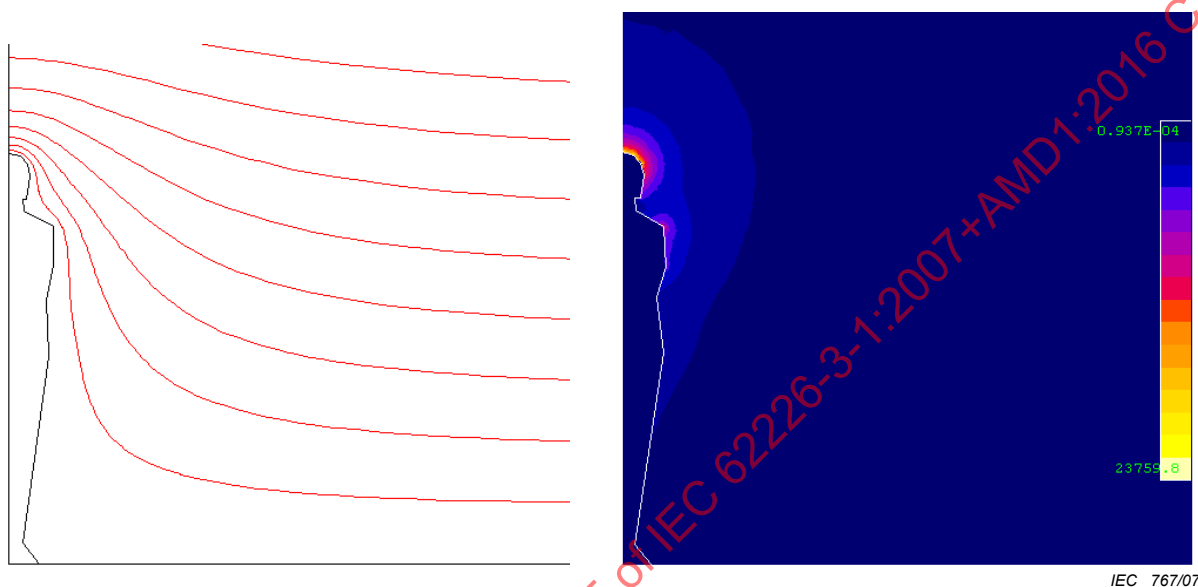


Figure 18 – Distribution of potential lines and 50 Hz electric field magnitude (woman model)

The maximum value of the electric field in the air around the head is 18 kV/m (without the human body model, the unperturbed external electric field value is $E_0 = 1$ kV/m).

Figure 19 gives the result of the computation of induced currents inside the human body model. These values have been calculated along the rotational axis of the model. These values correspond to an unperturbed electric field $E_0 = 1$ kV/m.

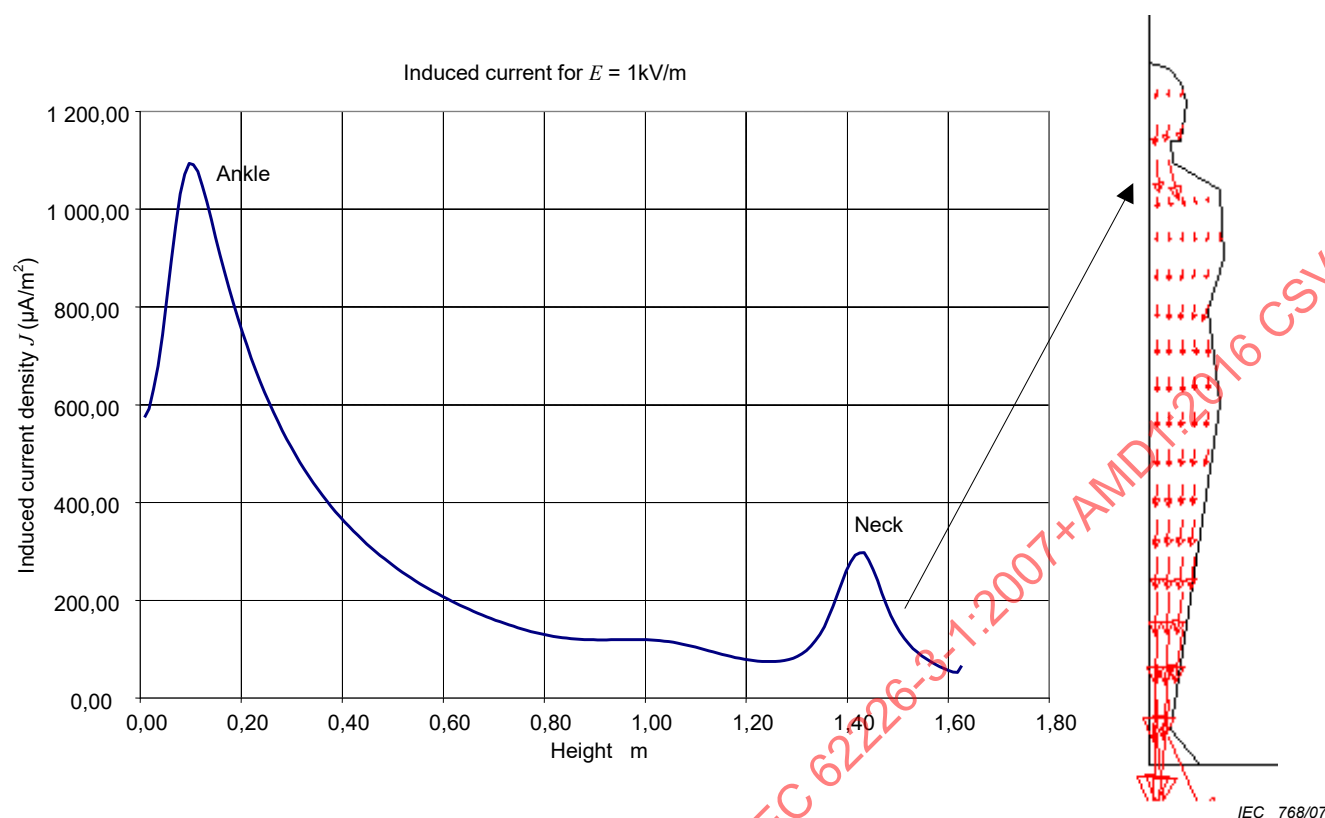


Figure 19 – Computation of induced currents J_A along a vertical axis, and distribution of induced currents in the woman model at 50 Hz

The value of the induced current density J_A is given in mA/m². The induced current density is higher where the cross section of the model is small (neck or ankle).

5.4 Comparison of the analytical and numerical models

With the realistic shape model presented in 4.4 and developed in Annex B, the highest current densities are found in areas with small sections like the neck or the ankles, whereas with semi-spheroid models, the induced current density is constant along the vertical axis.

Table 5 compares the results in the neck for the numerical and the analytical realistic model for 3 different human shapes (man, woman and child). For comparison purposes, the values used by ICNIRP are also given in Table 5.

Table 5 – Comparison of values of the shape factor for electric field K_E and corresponding current densities for an unperturbed 50 Hz electric field of 1 kV/m

	Reference man	Reference woman	Reference 10 years old child	5 kV (50 Hz) – 2 mA/m ² ^a	5 kV (50 Hz) – 20 mV/m ($\sigma = 0,2$ S/m) ^a
K_{EZ} analytical A·s/V·m	$4,88 \times 10^{-9}$	$5,72 \times 10^{-9}$	$5,16 \times 10^{-9}$	8×10^{-9}	$1,6 \times 10^{-8}$
K_{EZ} numerical A·s/V·m	$4,66 \times 10^{-9}$	$5,94 \times 10^{-9}$	$4,98 \times 10^{-9}$		
$J_{A \max.}$ analytical mA/m ²	0,244	0,286	0,258	0,40	0,80
$J_{A \max.}$ numerical mA/m ²	0,233	0,297	0,249		

^a It is assumed that unperturbed electric field of 5 kV/m corresponds, at 50 Hz, to 2 mA/m² for induced current density, and 20 mV/m ($\sigma = 0,2$ S/m assumed) for internal electric field as conservative values. The corresponding value for K_E is calculated using equation (2).

There is a good agreement between the results for the analytical and the numerical modelling of the axisymmetrical body model.

For example, an electric field of 8 kV/m at 50 Hz is calculated to give an averaged induced current in the neck of reference man of 1,84 mA/m² with the numerical method and of 1,95 mA/m² with the analytical method. As explained in 6.4, the current density in the spinal cord should be lower.

6 Influence of electrical parameters

6.1 General

This clause studies the influence of electrical characteristics of living tissues on the results of the computation of induced currents. Two parameters are studied: relative electrical permittivity and electrical conductivity.

The computation conditions and domain are similar to those used in the previous clause.

6.2 Influence of permittivity

A series of computations have been performed using a constant electrical conductivity of the sphere ($\sigma = 0,2$ S/m), and different values of relative electrical permittivity: $\epsilon_r = 100, 10^3, 10^5, 10^7$.

Detailed results are not given, but the computation results have proved to be independent of the value of the relative electrical permittivity in this range of permittivity.

6.3 Influence of conductivity

A series of computations have been performed using a constant relative electrical permittivity ($\epsilon_r = 10^5$) and different values of electrical conductivity: $\sigma = 0,1; 0,2; 0,4$ and $0,8$ S/m.

Results of computation have shown that the magnitude of the induced current is independent of the conductivity.

As a conclusion, the induced current density is dependent only on the geometry of the human body when the electrical parameters are homogeneous in the body. However, when the electrical parameters are non-homogeneous in the body, the current density is highly dependant of the variations of electrical parameters between adjacent organs.

NOTE The internal electric field E_i is dependent on the conductivity since it is calculated from the current density J as $E_i = J/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model.

6.4 Non-homogeneous conductivity

Guidelines such as those of ICNIRP specify the basic restriction in terms of the current density in the central nervous system rather than in the neck as a whole. Because the conductivity of the spinal cord is lower than the average conductivity of the neck, the current density in the spinal cord is lower than the average in the neck. The data for conductivity presently available are not good enough to determine the reduction factor with any confidence. More experimental work is in progress to provide more reliable conductivity information and will be published as Part 4 of this standard. These data will be used to recommend in Part 4 an appropriate reduction factor.

7 Measurement of currents induced by electric fields

7.1 General

Internal body currents are induced in a body when partial or whole-body exposures to fields occur. Special measurement techniques are used to evaluate the induced currents. A complication associated with evaluating the magnitude of induced current relates to pathways through which these currents flow in the body. With electric field exposure, the induced currents flow through the body, or parts of the body, commonly through the legs and the feet to the ground or floor (whichever is the lowest potential surface in contact with the body). In this case, use of instrumentation, which is in effect placed in series with the body and ground, can provide a measure of these electric-field induced currents.

Body currents are generally taken to be the induced current associated with exposure of the body to radio frequency fields, but without any direct contact with objects other than the ground upon which the subject may be standing. Several common techniques are used for measuring body currents including clamp-on "loop" type current transformers for measuring current through the ankle or calf, and parallel plate "stand-on-meters" for measuring currents that flow to ground through the feet.

7.2 Current flowing to the ground

The current flowing into the ground can be found from the product of the current density J_S and the cross sectional area of the spheroid at ground level.

$$I_g = J_S \pi R^2$$

This current can be measured [14,22,40,45].

The corresponding current to ground per kV/m for reference man is 13,2 μ A and for reference woman is 11,4 μ A at 50 Hz.

EPRI [25] presents an empirical equation for the current flowing to ground from a person of height h standing in a vertical electric field E .

$$I_g = 2\pi f \varepsilon_0 h^2 \tan^2(35,7^\circ) E$$

This gives 14,0 µA per kV/m for reference man and 12,0 µA per kV/m for reference woman at 50 Hz. These values are 5 % higher than the completely independent method described above. Exact agreement with EPRI's method occurs for more portly people having $L/R = 9,073$.

NOTE The calculation method takes into account a perfect contact with ground. In real exposure condition, the impedance of the contact decreases the level of induced current density in the body. The calculated induced current density value corresponds to the worst exposure situation.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

Annex A (normative)

Analytical solutions for a spheroid in a uniform electric field

The spheroid has a major axis of length $2L$ on the Z -axis and a circular section in the XY plane with a radius R (Figure A1). The electromagnetic properties of the spheroid are defined by a complex dielectric constant $\varepsilon_i^* = \varepsilon_{ri}\varepsilon_0 - j\frac{\sigma}{\omega}$, where ε_{ri} and σ are respectively the relative permittivity and the electrical conductivity of the biological tissues; ε_0 is the permittivity of the vacuum and ω is the angular frequency of the external electric field.

The spheroid is placed in a uniform electric field E_0 with a direction either parallel to the rotational axis of the spheroid (Z -axis) or perpendicular to this axis (that is parallel to X - or Y -axis). It is therefore called respectively E_{0Z} and E_{0R} .

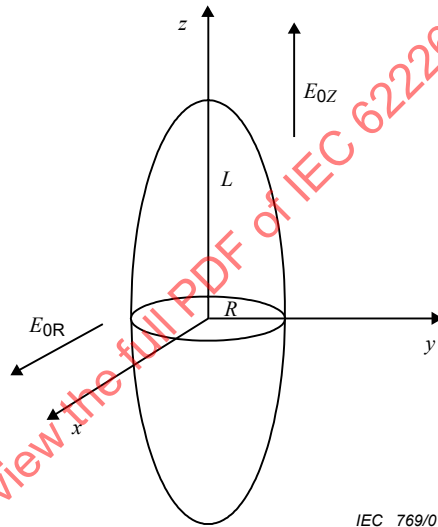


Figure A.1 – Conductive spheroid exposed to electric field

The current density induced inside the spheroid when the external field E_{0Z} is parallel to the major axis, and under the assumption that $L/R > 1$ (human model), is given by [61, 62].

$$J_{SZ} = \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{1 + \left(\varepsilon_i^* / \varepsilon_e^* - 1 \right) \left(u_0^2 - 1 \right) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \quad (\text{A.1})$$

This current density in the spheroid has the same direction as the external field and is therefore called J_{SZ} .

In equation (A.1) ε_e^* is the complex dielectric constant of the external media and

$$u_0 = 1 / \sqrt{1 - (R/L)^2}$$

The current density induced inside the spheroid when the external field E_{0R} is perpendicular to the rotational axis, is given by

$$J_{SR} = \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{1 + \left(\varepsilon_i^* / \varepsilon_e^* - 1 \right) \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \quad (A.2)$$

This current density in the spheroid has the same direction as the external field and is therefore called J_{SR} .

For frequencies up to at least 100 kHz and probably as high as 1 or 10 MHz, it can be assumed that $\varepsilon_{ri} \varepsilon_0 \omega / \sigma \ll 1$ for electrical parameters of the biological tissue. Taking this and the properties of the surrounding air into account, the following expression can be written:

$$\begin{aligned} \varepsilon_i^* &= \varepsilon_{ri} \varepsilon_0 - j \frac{\sigma}{\omega} \cong -j \frac{\sigma}{\omega} \\ \varepsilon_e^* &= \varepsilon_0 \end{aligned}$$

so that

$$\frac{\varepsilon_i^*}{\varepsilon_e^*} - 1 \cong -j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}$$

Introducing the previous approximations, equations (A.1) and (A.2) become, respectively:

$$\begin{aligned} J_{SZ} &= \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} (u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \\ &\cong \sigma \left\{ \frac{E_{0Z}}{-j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} (u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\} \\ &= j \frac{\omega \varepsilon_0 E_{0Z}}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \end{aligned} \quad (A.3)$$

$$\begin{aligned} J_{SR} &= \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \\ &\cong \sigma \left\{ \frac{E_{0R}}{-j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \frac{u_0}{2} \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \right\} \\ &= j \frac{2 \omega \varepsilon_0 E_{0R}}{u_0 \left[u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0) \right]} \end{aligned} \quad (A.4)$$

The shape factor for electric field K_E is given by:

$$K_{EZ} = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1)[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1]} \quad \text{for } E_{0Z} \text{ parallel to Z-axis}$$

$$K_{ER} = \frac{4\pi\epsilon_0}{u_0[u_0 - (u_0^2 - 1)\coth^{-1}(u_0)]} \quad \text{for } E_{0R} \text{ perpendicular to Z-axis}$$

It is worthwhile noting that the shape factor for electric field K_E depends only on geometrical data and is largely independent of the electrical parameters and frequency.

K_{EZ} can be simplified using the identity

$$\coth^{-1}(u_0) = 0,5 \ln \left(\frac{u_0 + 1}{u_0 - 1} \right) \quad (|u_0| > 1)$$

giving

$$J_{SZ} = \omega\epsilon_0 E_0 \left\{ \frac{1}{(u_0^2 - 1)[u_0 0,5 \ln[(u_0 + 1)/(u_0 - 1)] - 1]} \right\}$$

NOTE The internal electric field E_{iSZ} can be calculated from the current density J_{SZ} as $E_{iSZ} = J_{SZ}/\sigma$, where σ is the conductivity of the human model.

Annex B (normative)

Human body axisymmetrical model

B.1 General

Clause B.2 describes how data from an anthropometric survey of a large sample of men and women were used to develop the generalised axisymmetrical model. Clause B.3 describes how the generalised axisymmetrical model can be applied to create a specific axisymmetrical body model for any body height or mass for man or woman. The method has been used to produce the coordinates for reference man and reference woman given in Table B.4 and illustrated in Figure 6.

B.2 Development of axisymmetrical models

An anthropometric survey [56] presents statistics relating to 180 different measurements on 2208 women and 1774 men chosen to be a representative sample of the US Army in 1988. Summary statistics presented for each measure include minimum, maximum, mean and 25 different percentiles. The model was developed using key measures, combined to give 13 (radius, height) co-ordinates on the surface of the axisymmetrical model of the body. The points are joined by straight lines as shown in Figure B.1 and rotated about the vertical axis to give the full model.

Separate models could in principle have been developed for each statistic. The statistics selected were the male-median and female-median. The data for the mean and median statistics were almost identical for all measures. The vertical and radial dimensions of each model were divided by the height to give normalised models.

Table B.1 gives the measures from the anthropometric survey to give the heights in the axisymmetrical model and Table B.2 gives the measures used for the circumference. Numbers in brackets are the reference number of the measure from the survey.

The model represents a person standing upright, with legs and feet together and arms at their side. The radii were chosen as the radius of the circle having the same circumference as the measured circumference being represented. In the region of the torso the radius includes the arms, and for the legs the radius includes both legs combined. The anthropomorphic survey gives separate limb circumferences, a proportion of which needed to be combined with the appropriate torso measure.

The model has the chin held up so that the front of the jaw bone is at the same height as the back of the jaw bone. Although it would normally be lower, this gave a simpler scenario to model.

Additional positions may be added between these set positions by linear interpolation to allow currents to be calculated at the intermediate positions.

The method for adjusting the dimensions of the normalised model to correspond to the reference heights and mass from ICRP are given in Annex B.2

Table B.1 – Measures from antropomorphic survey used to construct vertical dimensions of axisymmetrical model [56]

Position		Height
1	Top	Height (99)
2	Near top of head	Height (99) – $(1-\sqrt{3}/2) \times$ (Top of head to glabella (i.e. to bottom of forehead) (H19)
3	Top of forehead	Height (99) – $\frac{1}{2} \times$ Top of head to glabella (i.e. bottom of forehead) (H19)
4	Bottom of forehead	Height (99) – Top of head to glabella (i.e. to bottom of forehead) (H19)
5	Chin	Height (99) – Top of head to gonion (i.e. to the angle at back of jawbone) (H21)
6	Top of neck	Height (99) – Top of head to gonion (i.e. to angle at back of jawbone) (H21)
7	Base of neck	Height of base of neck at side side (82)
8	Shoulders	Acromial (ie shoulder) height (2)
9	Chest + upper arms	Chest height (37)
10	Natural waist + elbows	Waist height (natural indentation) (118)
11	Buttocks + wrists	Buttock height (25)
12	Ankles	$0,05 \times$ Height (99)
13	Feet	0

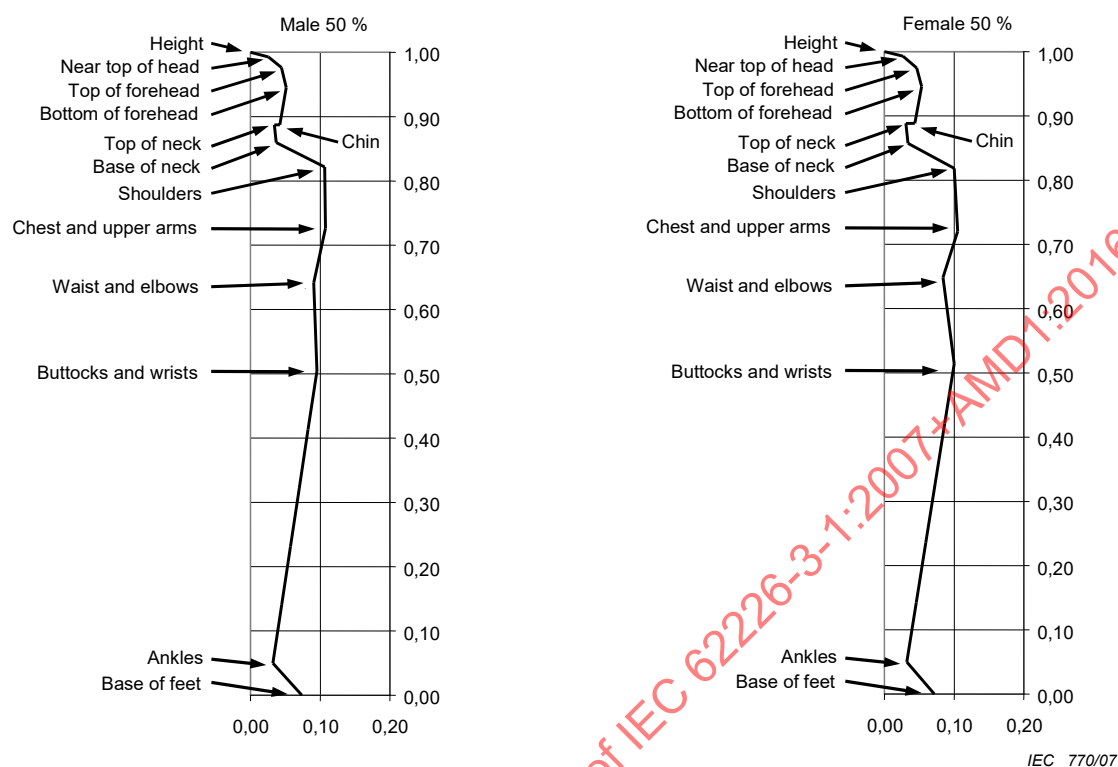
The numbers in brackets are the reference number of the measure from the survey.

Table B.2 – Measures from antropomorphic survey used to construct the radial dimensions of axisymmetrical model [56]

Position		Circumference
1	Top	0
2	Near top of head	$0,5 \times 2\pi \times$ (Top of head to glabella (ie bottom of forehead) (H19)
3	Top of forehead	$(1-\sqrt{3}/2) \times$ Circumference of head (61)
4	Bottom of forehead	Circumference of head (61)
5	Under chin	$0,8 \times$ circumference of head (61)
6	Top of neck	Neck circumference (80)
7	Base of neck	Neck circumference at base of neck (81)
8	Shoulders	Shoulder circumference (90)
9	Chest + upper arms	Chest circumference (33) + $0,3 \times 2 \times$ axillary (ie upper) arm circumference (7)
10	Natural waist + elbows	Waist circumference at natural indentation (113) + $0,3 \times 2 \times$ Elbow circumference (47)
11	Buttocks + wrists	Buttock circumference (23) + $0,2 \times 2 \times$ Wrist circumference (126)
12	Ankles	$0,8 \times 2 \times$ Ankle circumference (5)
13	Feet	$0,92 \times 2 \times$ (Heel breadth (64) + Foot breadth (horizontal) (50) + foot length (51))

The radii are obtained from the circumferences presented by dividing by 2π .
The numbers in brackets are the reference number of the measure from the survey.

B.3 Application of the axisymmetrical body model



Left: man, right: woman.

Figure B.1 – Normalised axisymmetrical models.

Figure B.1 illustrated the radial cross section of the normalised model for men and women which was developed in Clause B.2. The model is defined by 13 (radius, height) coordinate pairs, which are given in Table B.3. All dimensions are expressed as dimensionless quantities by dividing them by the height.

Table B.3 – Normalised model dimensions

	Man – median		Woman – median	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,000 0	0,000 0	1,000 0
Near top of head	0,027 4	0,992 7	0,027 1	0,992 7
Top of forehead	0,044 6	0,972 6	0,046 2	0,972 9
Bottom of forehead	0,051 5	0,945 2	0,053 4	0,945 9
Chin	0,042 2	0,887 3	0,043 8	0,888 3
Top of neck	0,034 3	0,887 3	0,030 8	0,888 3
Base of neck	0,037 0	0,859 7	0,033 8	0,857 2
Shoulders	0,106 5	0,821 6	0,100 0	0,818 3
Chest + upper arms	0,107 7	0,726 3	0,105 1	0,720 3
Natural waist + elbows	0,090 7	0,641 6	0,084 1	0,648 5
Buttocks + wrists	0,095 3	0,504 1	0,100 3	0,514 1
Ankles	0,032 2	0,050 0	0,032 1	0,050 0
Feet	0,073 7	0,000 0	0,071 8	0,000 0
Surface area, SB_N	0,481 6		0,479 0	
All dimensions are expressed as dimensionless quantities by dividing them by the height.				

The model was constructed from the median dimensions for men and women from the anthropometric survey. The differences between the male and female versions of the normalised models are minimal and are unlikely to affect the results significantly. The differences that do occur are in the height and weight used, and these do affect the results.

The normalised (outward facing) surface area SB_N (also in dimensionless units) is given in the bottom row of the table. The surface area is proportional to the height and radius which had both normalised by dividing by the height. Thus for a person of height L and with the normalised shape, the surface area is:

$$SB = L^2 SB_N \quad (B-1)$$

The model can be used to represent a person with any height L and surface area SB_R . To do this the normalised dimensions are first multiplied by the required height L to give the model for a person of height L and surface area $L^2 SB_N$. The radial dimensions are then adjusted using the factor $SB_R / (L^2 \times SB_N)$ to give the final axisymmetrical model radius. Thus to obtain the final radial dimensions, the normalised radii are multiplied by $L \times SB_R / (L^2 \times SB_N)$ or $SB_R / (L \times SB_N)$.

ICRP [38] provides statistical data for the population as a whole and gives reference values for the height, weight and surface area for male and female adults and children which are given in Table 1 and C.1 respectively. The dimensions of the axisymmetric model for reference man and women are given in Table B.4.

Table B.4 – Axisymmetric model dimensions for reference man and reference woman whose mass and height are defined by ICRP [38] and are given in Table 1

	Reference man		Reference woman	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,760 0	0,000 0	1,630 0
Near top of head	0,050 1	1,747 1	0,046 9	1,618 2
Top of forehead	0,081 5	1,711 8	0,080 2	1,585 9
Bottom of forehead	0,094 2	1,663 5	0,092 6	1,541 7
Chin	0,077 2	1,561 6	0,075 9	1,447 9
Top of neck	0,062 8	1,561 6	0,053 4	1,447 9
Base of neck	0,067 6	1,513 0	0,058 6	1,397 2
Shoulders	0,194 8	1,446 0	0,173 4	1,333 9
Chest + upper arms	0,197 0	1,278 3	0,182 2	1,174 0
Natural waist + elbows	0,165 9	1,129 3	0,145 8	1,057 1
Buttocks + wrists	0,174 3	0,887 3	0,173 8	0,838 0
Ankles	0,058 9	0,088 0	0,055 6	0,081 5
Feet	0,134 9	0,000 0	0,124 4	0,000 0
SB_R	1,557		1,363	

To produce an axisymmetrical model for a male or female person of height L and mass M :

- * select body height L in metres
- * select body mass M in kg
- * determine SB_R required from L and M using equations (3) and (4).
- * select man or woman
- * identify column in table B.3 giving vertical normalised dimensions and multiply by L to give the actual vertical dimensions
- * identify the column in Table B.3 giving the radial normalized dimension for a man or woman as required, and multiply the values by $SB_R / (SB_N L)$ to give the actual radial dimensions for the axisymmetric model, where SB_N is taken from the bottom row of Table B.3.

Annex C (informative)

Child body model

C.1 Reference children model

ICRP [38] provides statistical data for the population as a whole and gives reference values for the height, weight and surface area for male and female adults and children. Their reference values for age 5,10, and 15 are given in Table C.1. Dimensions of the reference children are given in Table C.2.

Table C.1 – Reference values provided by ICRP for male and female children

	Man			Woman		
	Height	Mass	Surface Area	Height	Mass	Surface Area
	m	kg	m ²	m	kg	m ²
15 years	1,67	56	1,62	1,61	53	1,55
10 years	1,38	32	1,12	1,38	32	1,12
5 years	1,09	19	0,78	1,09	19	0,78

Table C.2 – Dimensions of the reference children (in m, except SB_R in m²)

	Reference 15-year-male		Reference 15-year-female		Reference 10-year-old child		Reference 5-year-old child	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,670 0	0,000 0	1,610 0	0,000 0	1,380 0	0,000 0	1,090 0
Near top of head	0,045 3	1,657 7	0,044 5	1,598 3	0,037 9	1,369 9	0,032 9	1,082 0
Top of forehead	0,073 7	1,624 2	0,076 1	1,566 4	0,061 6	1,342 2	0,053 5	1,060 1
Bottom of forehead	0,085 1	1,578 5	0,087 9	1,522 8	0,071 2	1,304 4	0,061 7	1,030 2
Chin	0,069 8	1,481 8	0,072 0	1,430 1	0,058 4	1,224 5	0,050 6	0,967 1
Top of neck	0,056 8	1,481 8	0,050 7	1,430 1	0,047 5	1,224 5	0,041 2	0,967 1
Base of neck	0,061 1	1,435 6	0,055 6	1,380 1	0,051 1	1,186 3	0,044 3	0,937 0
Shoulders	0,176 1	1,372 0	0,164 6	1,317 5	0,051 1	1,186 3	0,127 7	0,895 5
Chest + upper arms	0,178 1	1,212 9	0,173 0	1,159 6	0,051 1	1,186 3	0,129 1	0,791 7
Natural waist + elbows	0,150 0	1,071 5	0,138 4	1,044 1	0,051 1	1,186 3	0,108 7	0,699 4
Buttocks + wrists	0,157 6	0,841 9	0,165 0	0,827 8	0,051 1	1,186 3	0,114 3	0,549 5
Ankles	0,053 2	0,083 5	0,052 8	0,080 5	0,044 5	0,069 0	0,038 6	0,054 5
Feet	0,121 9	0,000 0	0,118 1	0,000 0	0,102 0	0,000 0	0,088 4	0,000 0
SB_R	1,329		1,272		0,919		0,636	

C.2 Results

The results of analytical method are given in Table C.3.

Table C.3 – Results of analytical method for the reference children

	L m	Mass kg	Surface Area reduced m^2	Spheroid R m	L/R	J spheroid mA/m^2	J in neck mA/m^2	E for $2 mA/m^2$ kV/m
15 years - male	1,670	56	1,329	0,161	10,370	0,1449	0,262	7,62
15 years - female	1,610	53	1,272	0,160	10,087	0,1389	0,303	6,59
10 years - male/female	1,380	32	0,919	0,135	10,245	0,1422	0,258	7,76
5 years - male/female	1,090	19	0,636	0,117	9,292	0,1225	0,224	8,94

An example of a numerical calculation is illustrated in Figure C.1.

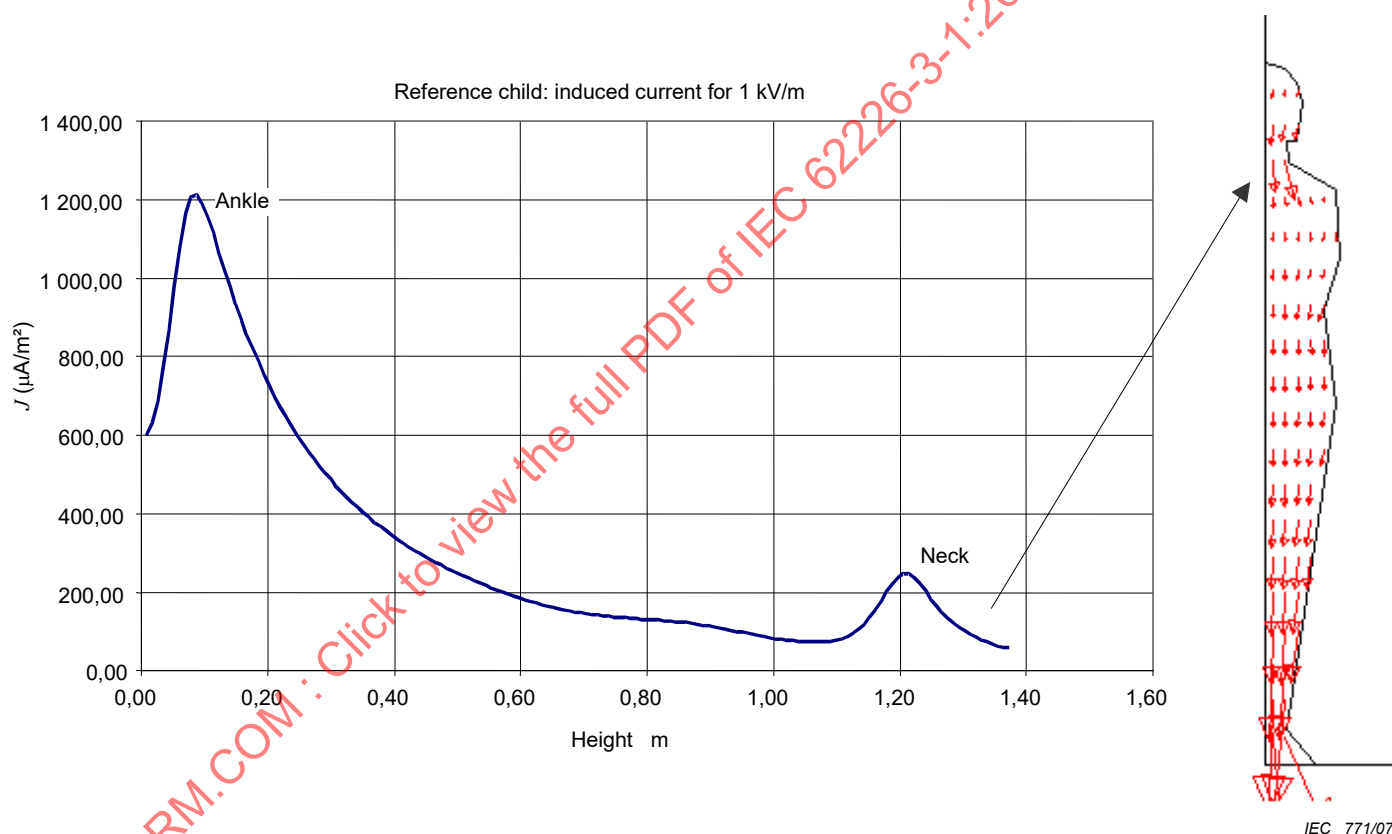


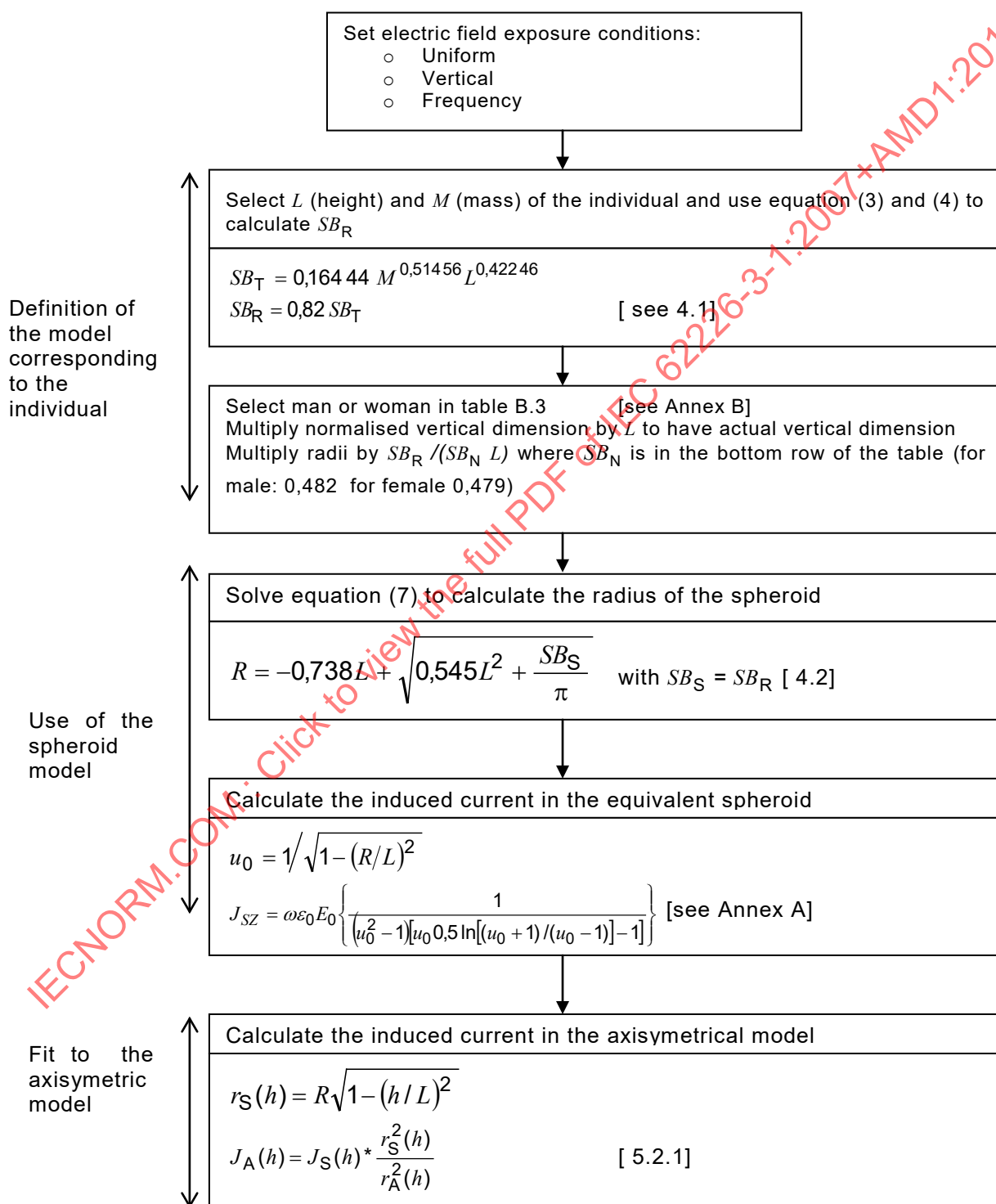
Figure C.1 – Computation of induced currents J_z along a vertical axis, and distribution of induced currents in the 10 years reference child model

The calculated value of the current density is 0,249 mA/m^2 , which is very close to the result of the analytical method given in Table C.3.

Annex D (informative)

Example of use of this standard

D.1 General flowchart



D.2 Example on an individual

The use of the method to calculate the induced current in an individual is illustrated here.

Choose exposure conditions: For this illustration we assume the frequency $f = 50$ Hz and that the vertically polarised electric field $E_0 = 3,5$ kV/m.

Choose body dimensions. The body dimensions are characterised by the height L and mass M and whether it is a male or female body. Values are given by ICRP for an adult man and woman are reproduced in Table 1 and for children of age 5, 10 and 15 in Table C.1. The method can be used for these or any other combinations of L and M , for example to investigate the variation of induced current with body mass.

For this illustration, the dimensions for a woman are used: $L = 1,55$ m $M = 56$ kg.

Find surface area of body: Calculate the total surface area $SB_T = 0,1644 M^{0,514 56} L^{0,422 46}$ and the reduced surface area $SB_R = 0,82 SB_T$.

For this illustration

$$SB_T = 0,164 4 M^{0,514 56} L^{0,422 46} = 1,570 \text{ m}^2.$$

and

$$SB_R = 0,82 \times 1,899 = 1,287 \text{ m}^2.$$

Find dimensions of axisymmetric model: Refer to Table B.3 which gives normalised dimensions for the axisymmetric model for male and female persons. Select the columns for man or woman as required. Identify the surface area SB_N of the normalised axisymmetric model from the bottom row of the table.

For this illustration these are:

Table D.1 – Normalised dimensions of the women model

	Woman	
	Radial	Vertical
Top	0,000 0	1,000 0
Near top of head	0,027 1	0,992 7
Top of forehead	0,046 2	0,972 9
Bottom of forehead	0,053 4	0,945 9
Chin	0,043 8	0,888 3
Top of neck	0,030 8	0,888 3
Base of neck	0,033 8	0,857 2
Shoulders	0,100 0	0,818 3
Chest + upper arms	0,105 1	0,720 3
Natural waist + elbows	0,084 1	0,648 5
Buttocks + wrists	0,100 3	0,514 1
Ankles	0,032 1	0,050 0
Feet	0,071 8	0,000 0
SB_N	0,479 0	

Multiply the vertical coordinates of the normalized model by $L = 1,55$ and multiply the radial coordinates of the normalized model by $SB_R/(L * SB_N) = 1,287 / (1,55 * 0,4790) = 1,734$.

Table D.2 – Calculation of the dimensions for a specific person

	Normalised model		For chosen person	
	Radial	Vertical	Radial	Vertical
Top	0,0000	1,0000	0,0000	1,5500
Near top of head	0,0271	0,9927	0,0470	1,5387
Top of forehead	0,0462	0,9729	0,0801	1,5080
Bottom of forehead	0,0534	0,9459	0,0926	1,4661
Chin	0,0438	0,8883	0,0759	1,3769
Top of neck	0,0308	0,8883	0,0534	1,3769
Base of neck	0,0338	0,8572	0,0586	1,3287
Shoulders	0,1000	0,8183	0,1734	1,2684
Chest + upper arms	0,1051	0,7203	0,1822	1,1165
Natural waist + elbows	0,0841	0,6485	0,1458	1,0052
Buttocks + wrists	0,1003	0,5141	0,1739	0,7969
Ankles	0,0321	0,0500	0,0557	0,0775
Feet	0,0718	0,0000	0,1245	0,0000

If taking the reference man as example, note the small differences between the radii shown here differ slightly from the values in Table B.4 because of rounding errors and because of a small additional reduction (of 0,4 % in this case) applied to the radii used within Table B.4 to bring the actual surface area of the axisymmetric model more precisely into agreement with the specified surface area SB_R . However it is not considered that this adjustment is material and has not been included as part of the method.

Find dimensions of spheroidal model:

The length of the semi-major axis of the spheroid is L . For this illustration this is 1,55 m.

Calculate the radius of the spheroid R from the equation:

$$R = -0,738L + \sqrt{0,545L^2 + \frac{SB_R}{\pi}}$$

For this illustration this is $R = 0,167\ 3$ m.

Find uniform current density in spheroid:

To calculate the current density in the spheroid, first calculate u_0 using

$$u_0 = 1/\sqrt{1-(R/L)^2}$$

For this illustration $u_0 = 1,005\ 9$

$$J_{SZ} = \omega \varepsilon_0 E_0 \left\{ \frac{1}{(u_0^2 - 1)[u_0 0,5 \ln[(u_0 + 1)/(u_0 - 1)] - 1]} \right\}.$$

where $\varepsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$

and $\omega = 2\pi f$.

For this illustration $2\pi f = 314,2 \text{ s}^{-1}$ and $J_{SZ} = 0,427 \text{ mA/m}^2$.

Find current density in neck of axisymetric model:

It is possible to find the current density throughout the axisymetric model, for each radius-height coordinate pairs. For this illustration the current density is evaluated for the neck where the current density is maximum apart from the ankle.

For the illustration the radius at the neck is $r_A = 0,0586 \text{ m}$ at height $h = 1,3287 \text{ m}$.

First calculate the radius of the spheroid, r_S at height h , from

$$r_S = R \sqrt{1 - \left(\frac{h}{L}\right)^2}$$

For this illustration $r_S = 0,086 \text{ m}$

Then calculate the current density in the axisymetric model J_A , at the chosen height h using:

$$J_A(h) = J_S \frac{r_S^2(h)}{r_A^2(h)}$$

For this illustration the current in the axisymetric model $J_A = 0,923 \text{ mA/m}^2$.

Calculate the electric field that corresponds to a chosen current density:

The electric field E_{BR} corresponding to a basic restriction current density J_{BR} of, for example, 2 mA/m^2 can be found using

$$E_{BR} = J_{BR} / J_{A1(\text{neck})}$$

where $J_{A1(\text{neck})}$ is the current density in the neck of the axisymmetric model for an electric field of 1 kV/m .

For our illustration $J_{A1(\text{neck})}$ is $0,923/3,5 = 0,264 \text{ mA/m}^2$ per kV/m and $E_{BR} = 7,6 \text{ kV/m}$.

For the basic restrictions in terms of internal electric field, an E_{iBR} of, for example, 20 mV/m can be found using

$$E_{BR} = \sigma E_{iBR} / J_{A1(\text{neck})}$$

where σ is the conductivity of the human model. For such a case, $E_{BR} = 15,2 \text{ kV/m}$.

Annex E (informative)

Numerical calculation methods

E.1 General

Different calculation methods can be used for the determination of induced currents in the human body by an external electric field E_0 . Some of them are based on equivalent body models (spheroid, space potential) others use more realistic geometry (FEM, FDTD).

This annex gives an overview of different calculation methods. The information given in this annex are not sufficient for applying them, for which use should be made of the source materials referred to.

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

E.2 Spheroid model [46]

In this model, the human body is assumed to be a spheroid whose dimensions are similar to the human body. This computation is used to assess an analytical formula of the induced current density in the human body taking into account the geometrical properties of the spheroid and the external electrical field value E_0 .

Analytical calculation (see Annex A) gives for an electric field parallel to the major axis (Z-axis)

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0$$

where

f is the frequency of the source,

K_E is the shape factor for the electric field

$$K_E = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]}$$

where

$$u_0 = \frac{1}{\sqrt{1 - (R/L)^2}}$$

R is the radius of the half-spheroid;

L is the height of the half-spheroid.

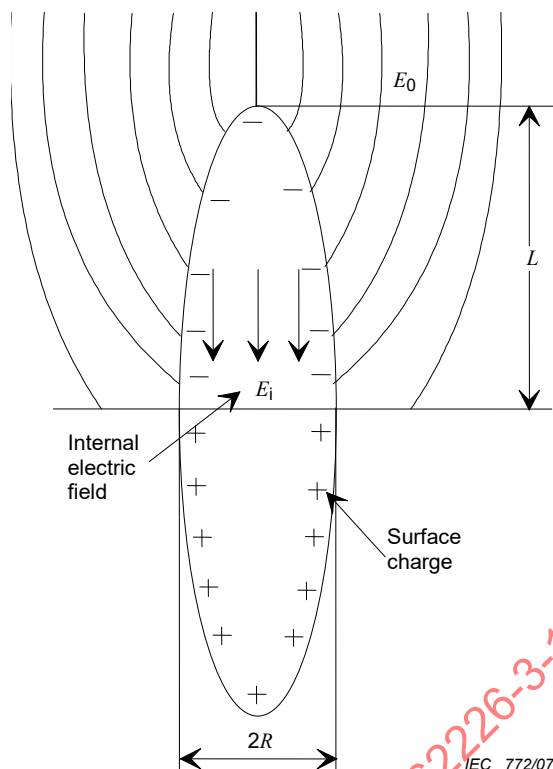


Figure E.1 – Spheroid model

E.3 Space potential method [22]

In this method (see Figure E.2):

- the equivalent capacity of the head of the body (equivalent to a spheroid) is determined,
- the potential of the head: $V = h \times E_0$ is calculated,
- the current coming from the head: $I = \omega \times C \times V$ is calculated.

This method is easy to use but is very imprecise and is not frequently used.

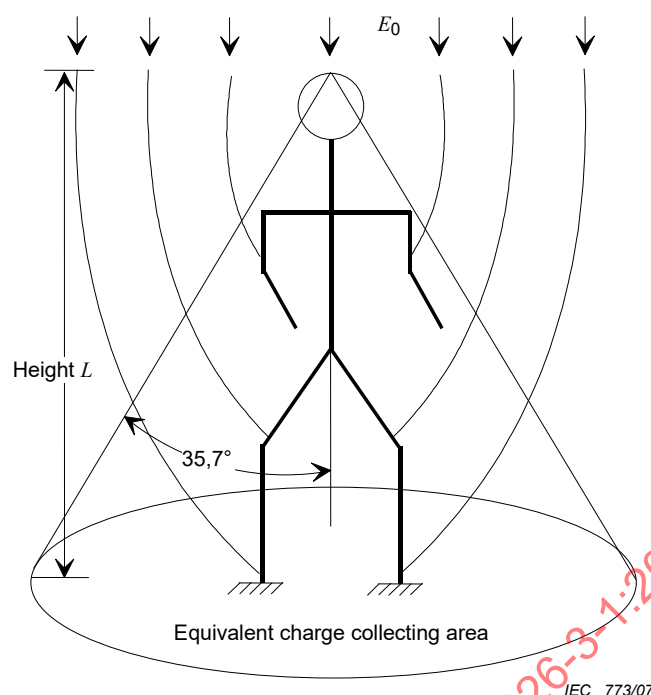


Figure E.2 – Space potential model

E.4 Charge simulation method [14, 1, 55, 59, 40]

The principle of the charge simulation method (CSM) is to simulate an actual electric field with a field formed by a finite number of imaginary charges situated inside the body. Values of simulation charges are determined by satisfying the boundary conditions at a number of contour points selected at the body surface ($V \approx 0$ in applied external field E_0). Once, the values of simulation charges are determined, then potential and electric field E of any point in the region outside the body (air) can be calculated using the superposition principle.

The computation of induced current is then based on the Coulomb's law which stated:

$$Q = \epsilon_0 \cdot \int_S \vec{E} \cdot d\vec{S}$$

Where S is the surface of the body.

The electric field is normal to the surface of the body and in the presence of alternating voltage the above equation can be expressed as:

$$I(t) = \frac{dQ}{dt} = \epsilon_0 \cdot \int_S \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \cdot d\vec{S}$$

The induced current on a section S_z in vertical Z-axis inside the human body is deduced by:

$$J = \frac{I}{S_z}$$

This method is used with a lot of types of charges: point, line, ring...

The matrix solution is relatively simple and this method is well used.

In our case, the human body should be homogeneous. If not, this method is not usable.

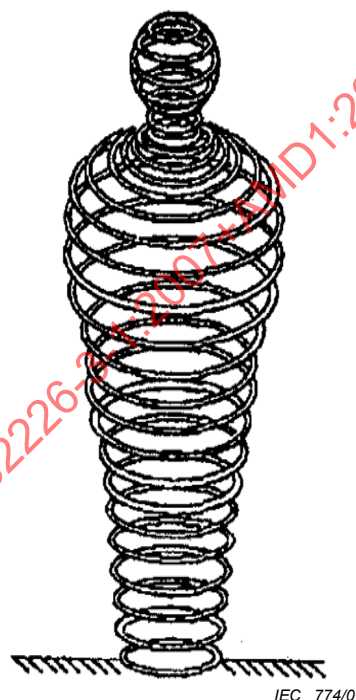


Figure E.3 – Example of charge simulation method using rings

E.5 Superficial charges integral equation method [9, 5, 10]

The induced charge distribution on the body by an external electric field is determined by this method and the formula $\text{div}(\vec{J}) = 0$ inside the body is solved to determine the repartition of the induced current density (see Figure E.4).

The methodology is as follows:

- Calculation of charge distribution on the surface of the body.

The surface of the body is divided into n small elements. On each element appears a superficial density of charges $\rho_s(i)$. In a space point, the potential is the resultant of the potential V_0 created by the external field E_0 , and the potential created by the superficial charges V_c .

The value of the potential due to the charge distribution is:

$$V_c(M) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int \frac{\rho_s(i)}{|r_p - r_i|} ds_i$$

The potential on the body is supposed to be constant and the following matrix system can be introduced: $[M] \times [\rho_s] + [V_0] = [V_{\text{body}}]$, with:

$$M_{i,j} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \sum_{i=1}^N \left[\int_{S_j} \frac{\rho_s(j)}{|r_i - r_j|} ds_j - \int_{S_j'} \frac{\rho_s(j)}{|r_i - r'_j|} ds'_j \right]$$

The matrix of the density of charges is obtained by the relation between the current through the body and the charge density:

$$I = j \oint \rho_s(j) \cdot ds_j = j \varpi \cdot \sum_{j=1}^N \rho_s(j) \cdot ds_j$$

- Calculation of the electric field at the surface of the body using the relation: $E_s = \frac{\rho_s}{\epsilon_0}$.
- Calculation of the current circulating inside the body using the relation: $I = j \oint \rho_s \cdot ds$.
- Calculation of the perpendicular component of the current density using the relation:

$$J_n = \frac{I}{S_x}$$
- Calculation of the tangential component of the current density using the relation:

$$\text{div}(\vec{J}) = 0$$
- Calculation of the internal electric field using the Ohm's relation $E = \frac{\vec{J}}{\sigma}$

With this method, the superficial charge density is precisely calculated but the calculation of the induced current density is approximate due to the hypothesis of homogeneity of physical parameters inside the human body.

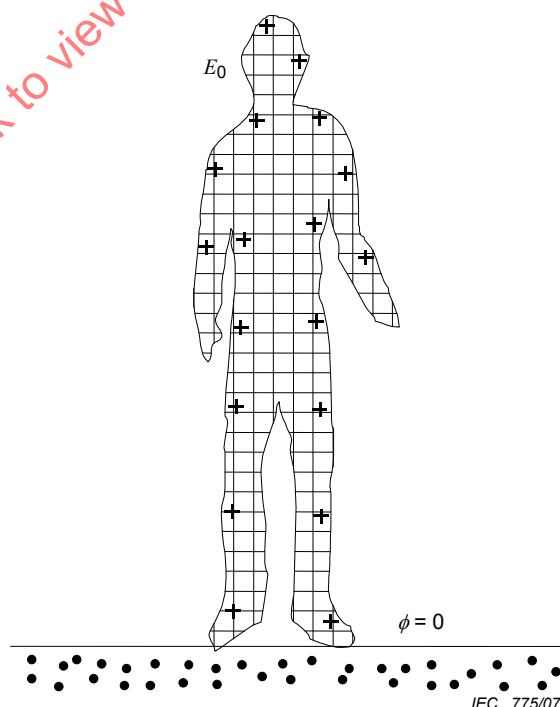


Figure E.4 – Superficial charges integral equation method, cutting of the body into N elements

E.6 Finite element method [10,12,13, 26]

In this method, a physical equation is solved using finite elements. The equations are:

- $\text{div}(\sigma \cdot \vec{\text{grad}}(\phi) + \frac{d}{dt}(\varepsilon \cdot \vec{\text{grad}}(\phi))) = 0$ with ϕ = potential
- $\text{div}(\frac{\sigma}{\varepsilon_0} \cdot \vec{E} + j \cdot \omega \varepsilon_r \cdot \vec{E}) = 0$.

These equations are due to the conservation of the current and can be written as:

$$(\sigma + j \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r) \cdot \nabla^2 \phi = 0 \text{ (Laplace equation)}$$

The electric field is determined in the space and the induced current density in the body is calculated using the formula:

$$J = \sigma \cdot E$$

For the calculation, all the space have to be meshed including the air and the time of calculation is important.



IEC 776/07

Figure E.5 – Mesh of the body using finite element method

E.7 Impedance method [11]

In this method, the induced current distribution inside the body is determined by supposing that the body is equivalent to an impedance network. The methodology:

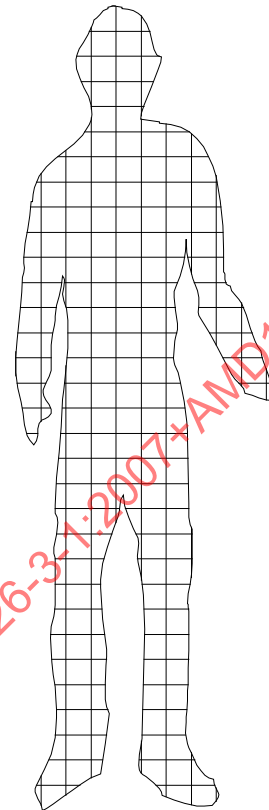
- splitting the human body into a grid of elements;
- calculation of equivalent impedance of each element

$$R_m^{i,j,k} = \frac{\Delta_m}{\Delta_n \cdot \Delta_p \cdot \sigma_m^{i,j,k}}$$

where i , j and k are the indices of the considered element, m the direction of calculation, $\sigma_m^{i,j,k}$ the conductivity of the element and Δ_i , the dimension of the element in the direction i ;

- determination of the external electric field by solving the Laplace's equation with a condition of equipotentiality at the surface of the body;
- calculation of the current distribution into the impedance model with a specific condition on the body (injected current):

$$I = \varepsilon_0 \cdot \frac{dE_{\text{ext}}}{dt} dS$$



IEC 777/07

Figure E.6 – Impedance method

E.8 Hybrid method [50]

This method needs two successive calculations. In the first calculation, the external field at the surface of the body is determined by solving the Laplace's equation and assuming surface body as equipotential surface. The distribution of surfaces charge density is then obtained by the formula:

$$\vec{n} \cdot \vec{E}_{\text{ext}} = \frac{\rho_s}{\varepsilon_0}$$

In a second calculation, the internal field and potential distribution into a human body model are determined. This human body model is composed of a lot of small blocks of few millimetres.

The resolution is made using a finite difference method on the scalar potential (SPFD) using the following relations:

- $\vec{E}_{\text{int}} = -j\omega \cdot \nabla \cdot \Psi$ with Ψ : internal potential;
- $\nabla \cdot [\sigma \cdot \nabla \cdot \Psi] = 0$ in the body;
- $\sigma \cdot \vec{n} \cdot \nabla \cdot \Psi = -\rho_s$ at the surface.

Precise results are obtained using this method. Calculation time is important due to the splitting of the body into small blocks.

E.9 FDTD [58, 53, 54]

The finite-difference time-domain (FDTD) method is arguably the most popular numerical method for the solution of problems in electromagnetics in high frequency range. Although the FDTD method has existed for over 30 years, its popularity continues to grow as computing costs continue to decline.

The FDTD method, as first proposed by Yee in 1966, is a simple and elegant way to discretize the differential form of Maxwell's equations. Yee used an electric field E grid which was offset both spatially and temporally from a magnetic field H grid to obtain update equations that yield the present fields throughout the computational domain in terms of the past fields.

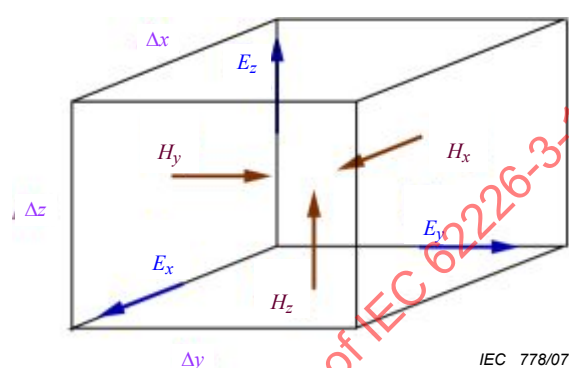


Figure E.7 – Yee-method: Electric and magnetic grids for spatial discretization

The update equations are used in a leap-frog scheme to incrementally march the E and H fields forward in time. Despite the simplicity and elegance of Yee's algorithm, it did not receive much interest immediately after its publication. One could attribute the lack of attention to the high computational cost of the day as well as to some of the limitations inherent in the original publication (such as the inability to model an "open" problem for any significant period of time). However, as the shortcomings of the original FDTD implementation were alleviated and the cost of computing fell, the interest in the FDTD method began to soar. The original Yee FDTD algorithm is second-order accurate in both space and time. Numerical dispersion and grid anisotropy errors can be kept small by having a sufficient number of grid spaces per wavelength. Taflov was among the first to rigorously analyze these errors [53, 54].

Bibliography

- [1] Ala, Buccheri, Inzerillo, *Shielding effects of buildings on HV Electric field human exposure*, COMPEL, vol. 19 n° 2 p. 683, 2000
- [2] Ala, Buccheri, Inzerillo, *A method to evaluate electric fields induction of overhead lines and substation's equipment in humans*, International Symposium on Electromagnetic Compatibility EMC'99, 1999, Tokyo, Japan.
- [3] P. Baraton, B. Hutzler: *Magnetically induced currents in the human body*, IEC Technology Trend Assessment, 1995
- [4] Bossavit, *Mathematical modelling of the problem of micro-currents generated in living bodies by power lines*, Int. Journal of applied Electromagnetics in Materials, n° 4 p. 291-299, 1994
- [5] Bottauscio, Conti, *Magnetically and electrically induced currents in human body models by ELF electromagnetic fields*, 10^e ISH, p.5-8, 1997
- [6] Bottauscio, Crotti, *A numerical method for the evaluation of induced currents in human models by electromagnetic fields*, 3rd Workshop on Electric and Magnetic fields - Liège, 1996
- [7] E.L. Carstensen, *Biological effects of transmission line fields*, ELSEVIER, 1987
- [8] CENELEC, *Human exposure to low frequency (0 to 10 kHz) electromagnetic fields*, ENV 50166-1, 1995
- [9] Chen, Chuang, Lin, *Quantification for Interaction between ELF-LF Electric Fields and Human Bodies*, IEEE Biomedical Engineering, vol. 33, n° 8, p. 746, 1986
- [10] Chen, Lin, *Biological effects of electromagnetic fields*, Bioelectromagnetism, Oxford Press, p. 903-916, 1995
- [11] J. Cheng, M.A. Stuchly, C. DeWagter, L. Martens, *Magnetic field induced currents in a human head from use of portable appliances*, Phys. Med. Biol., 40, 495-510, 1995
- [12] Chiba, Isaka, Kitagawa, *Application of FEM to analysis of induce current densities inside human model exposed to 60 Hz electric field*, IEEE PAS, vol. 103, n° 7, p. 1895-1901, 1984
- [13] Chiba, Isaka, *Density distribution of currents induced inside the brain in the head part of the human model exposed to power frequency electric field*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 1.307.P6, 1999
- [14] CIGRE, *Electric and Magnetic Fields Produced by Transmission Systems, Description of Phenomena - Practical Guide for Calculation*, CIGRE Guide 21, 1980
- [15] CIGRE Group 36, *Twenty years of research on health effects of 50/60 Hz electromagnetic fields: an assessment*, CIGRE, 2000
- [16] Council of the European union, *Council recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 to 300 GHz)*, 1999/519/EC

- [17] Dan Bracken, *Experimental macroscopic dosimetry for extremely low frequency electric and magnetic fields*, Wiley-Liss, Bioelectromagnetics supplement 1, 15-26, 1992
- [18] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60-Hz magnetic fields*, Bioelectromagnetics, 18, 478-490, 1997
- [19] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *A comparison of 60 Hz uniform magnetic and electric induction in the human body*, Phys. Med. Biol., 42, 2319-2329, 1997
- [20] T.W. Dawson, K. Caputa, M.A. Stuchly, *High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency electric fields*, IEEE Trans Power Delivery, vol. 13, no. 2, pp. 366-373, 1998
- [21] T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *High-resolution organ dosimetry for human exposure to low-frequency magnetic fields*, IEEE Trans. Magnetic, 34, 3, 1998
- [22] Deno, *Currents induced in the human body by high voltage transmission line electric field - Measurement and calculation of distribution and dose*, IEEE PAS, vol. 96, n° 5, p.1517, 1977
- [23] P.J. Dimbylow, *Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body*, Phys. Med. Biol., 43, 221-230, 1998
- [24] P. J. Dimbylow, *Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields*, Phys. Med. Biol., vol 50 n° 6, 1047-1070, 2005
- [25] EPRI, *Transmission line reference book 345 kV and above*, Electric Power Research Institute. Second edition, 1987
- [26] EPRI, *Transmission line reference book 5 kV and above*, EPRI Electric Research Council
- [27] Foster, Schwan, *Dielectric properties of tissues and biological material: a critical review*, CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 17:25-104, 1989
- [28] C.M. Furse, O.P. Gandhi, *Calculation of electric fields and currents induced in a millimeter resolution human model at 60 Hz using the FDTD method*, Bioelectromagnetics, 19, 293-299, 1998
- [29] C. Gabriel, S. Gabriel and E. Corthout, *The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey*, Phys. Med. Biol., vol 41 n° 11, 2231-2249, 1996
- [30] S. Gabriel, R. Lau, C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*, Phys. Med. Biol., 41:2251-2269, 1996
- [31] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: III. parametric models for dielectric spectrum of tissues*, Phys. Med. Biol., 41, 2271-2293, 1996
- [32] O.P. Gandhi, J.Y. Chen, *Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models*, Bioelectromagnetics Supplement 1, 43-60, 1992
- [33] Geddes, Baker, *The specific resistance of biological materials- a compendium of data the biomedical engineer and physiologist*, Med. Biol. Eng., 5:271-291, 1967

- [34] R.A. Hart, O.P. Gandhi, *Comparison of cardiac-induced endogenous fields and power frequency induced exogenous fields in an anatomical model of the human body*, Phys. Med. Biol., 43, 3083-3099, 1998
- [35] A. Hirata, K. Caputa, T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *Dosimetry in models of child and adult for low-frequency electric field*, IEEE Trans Biomedical Engineering, vol. 48, no. 9, pp. 1007-1012, 2001
- [36] Horvath, *The electric and magnetic field exposition of biological object due to high voltage values*, 9^e ISH, p 8349, 1995
- [37] ICNIRP, *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, ICNIRP Guidelines, 1998
- [38] ICRP, *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*, ICRP Publication 2002, Pergamon
- [39] R. Kavet, M.A. Stuchly, W.H. Bailey, T.D. Bracken, *evaluation of biological effects, dosimetric models, and exposure assessment related to ELF electric and magnetic field guidelines*, Appl Occup Environ Hyg 16:1118-1138, 2001
- [40] Madhy, Anis, Radwan, *Assessment of field exposed humans near EHV Power lines erected in desert*, 7^e ISH, p. 67-70, 1991
- [41] Matsumoto, Chiba, Hayashi, Isaka, *Effect of Concurrent ELF Electric and Magnetic Fields on induced current density in Biological model in the vicinity of the ground*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 1999
- [42] J.D. Moerlose, T.W. Dawson, M.A. Stuchly, *Application of the finite difference time domain algorithm to quasi-static fields analysis*, Radio Science, 32, 2, 329-341, 1997
- [43] P. Nopp, E. Rapp, H. Pfitzner, H. Nakesch, C. Ruhsam, *Dielectric properties of lung tissue as a function of air content*, Phys. Med. Biol., 38, 699-716, 1993
- [44] Poljak, Roje, *Currents induced in human body exposed to the power line electromagnetic field*, 20th conference of IEEE engineering in medicine and biology society, vol. 20, n° 6, p. 3281, 1998
- [45] Reilly P J, *Applied Bioelectricity, from Electrical Stimulation to Electropathology*, Springer-Verlag, 1998
- [46] Reivonen, Keikko, Isokorpi, *Internal currents in a human body with spheroid model in 400 kV switching substation*, IEE High Voltage Engineering Symposium, 2.31.S2, 1999
- [47] Schneider, Studinger, Weck, *Courants de déplacement vers le corps humain causés par le champ électrique sous les lignes de transport d'énergie*, CIGRE, 36-34, 1974
- [48] Spiegel, R.J., *Magnetic coupling to a prolate spheroid model of a man*, IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, 1, 208-212, 1977
- [49] Stuchly, Dawson, *Human organ and tissue induced currents by 60 Hz Electric and Magnetic Fields*, 19th conf. IEEE/EMBS, p.2464, 1997
- [50] Stuchly, Dawson, *Interaction of low frequency Electric and Magnetic fields with the human body*, IEEE Proceedings, vol. 88 N° 5 p. 643, 2000
- [51] M. Stuchly, S. Stuchly, *Dielectric properties of biological substances tabulated*, J. Microwave Power, 15:19-26, 1980

- [52] M.A. Stuchly, S. Zhao, *Magnetic field-induced currents in the human body in proximity of power lines*, IEEE Trans. Power Delivery, 11, 1, 102-109, 1996
- [53] A. Taflove, *Review of the formulation and applications of the finite-difference time-domain method for numerical modeling of electromagnetic wave interactions with arbitrary structures*, Wave Motion, vol. 10, no. 6, pp. 547-582, 1988.
- [54] A. Taflove, S. Hagness, *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, published by Artech House, 2000
- [55] Takuma, Kawamoto, Isaka, Yokoi, *A three dimensional method for calculating currents induced in bodies by extremely low-frequency Electric fields*, Bioelectromagnetics, n° 11 p. 71-89, 1990
- [56] US Army Natick, *1988 Anthropometric Survey of US Army Personnel: methods and summary statistics*, NATICK/TR-89/044, 1988
- [57] Xi, M.A. Stuchly, *Induced electric currents in models of man and rodents from 60 Hz magnetic fields*, IEEE Trans. Biom. Eng., 41, 11, 1018-1023, 1994
- [58] K. S. Yee, *Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media*, IEEE Trans. Antennas Propagat., vol. 14, pp. 302-307, 1966.
- [59] Yildirim, Kalenderli, *Computation of electric field induced currents on human body standing under a high voltage transmission line by using charge simulation method*, 2nd Int. Biomedical Engineering Days, p. 75, 1997
- [60] E. Zheng, S. Shao, J.G. Webster, *Impedance of skeletal muscle from 1 Hz to 1 MHz*, IEEE Trans. Biom. Eng., 31, 477-481 (1984)
- [61] A. Stratton, *Electromagnetic Theory*, New York, McGraw-Hill, 1941.
- [62] W. R. Smythe, *Static and Dynamic Electricity*, New York, McGraw-Hill, 1939.
- [63] ICNIRP, *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz)*, ICNIRP Guidelines, 2010

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	61
INTRODUCTION.....	63
1 Domaine d'application	64
2 Exposition au champ électrique	64
3 Procédure générale	67
3.1 Facteur de forme	67
3.2 Procédure	67
4 Modèles de corps humain	68
4.1 Généralités.....	68
4.2 Surface développée.....	68
4.3 Modèle semi-sphéroïdal	69
4.4 Modèle de corps axisymétrique	71
5 Calcul du courant induit.....	72
5.1 Généralités.....	72
5.2 Semi sphéroïde	72
5.3 Modèle axisymétrique.....	76
5.4 Comparaison entre les modèles analytique et numérique	84
6 Influence des paramètres électriques	84
6.1 Généralités.....	84
6.2 Influence de la permittivité	84
6.3 Influence de la conductivité	85
6.4 Conductivité non homogène	85
7 Mesure des courants induits par des champs électriques	85
7.1 Généralités.....	85
7.2 Courant circulant vers le sol	85
Annexe A (normative) Solutions analytiques pour un sphéroïde dans un champ électrique uniforme	87
Annexe B (normative) Modèle axisymétrique du corps humain	90
Annexe C (informative) Modèle du corps de l'enfant	95
Annexe D (informative) Exemple d'utilisation de cette norme	97
Annexe E (informative) Méthodes de calcul numérique	101
Bibliographie.....	109
Figure 1 – Illustration du phénomène de courants induits par un champ électrique dans un corps humain debout sur le sol	66
Figure 2 – Lignes de potentiel du champ électrique généré par un fil sous tension, en l'absence de tout objet (toutes les distances sont en mètres).....	66
Figure 3 – Un modèle réaliste de corps.....	68
Figure 4 – Schéma du demi-sphéroïde simulant un être humain debout sur un plan au potentiel zéro	69
Figure 5 – Rayon du sphéroïde équivalent, R , en fonction de la hauteur, L , et pour différentes masses, M	71
Figure 6 – Le modèle axisymétrique pour l'homme (à gauche) et la femme (à droite) de référence	71
Figure 7 – Sphéroïde conducteur exposé à un champ électrique.....	72

Figure 8 – Calcul du <i>facteur de forme pour le champ électrique</i> K_E pour un sphéroïde exposé à un champ électrique non perturbé.....	73
Figure 9 – Densité de courant J_S induite par un champ électrique non perturbé (1 kV/m, 50 Hz) dans un sphéroïde, en fonction du paramètre L/R (valeurs en $\mu A/m^2$).....	74
Figure 10 – Dimensions et maillage du demi-sphéroïde	75
Figure 11 – Distorsion des lignes de champ électrique de fréquence industrielle à proximité du demi-sphéroïde conducteur.....	76
Figure 12 – Densité de courant induit $J_A(h)$ dans le corps debout dans un champ électrique vertical de 1 kV/m à 50 Hz	78
Figure 13 – Domaine de calcul.....	80
Figure 14 – Maillage du modèle du corps humain et distorsion des lignes de champ électrique à fréquence industrielle à proximité du modèle de l'homme de référence.....	80
Figure 15 – Distributions des lignes de potentiel et de l'amplitude du champ électrique à 50 Hz pour le modèle de l'homme de référence	81
Figure 16 – Calcul des courants induits J_A le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle de l'homme de référence, 50 Hz	81
Figure 17 – Maillage du modèle du corps humain et distorsion des lignes de champ électrique de fréquence industrielle à proximité du modèle de la femme de référence.....	82
Figure 18 – Distributions des lignes de potentiel et de l'amplitude du champ électrique à 50 Hz pour le modèle de la femme de référence	83
Figure 19 – Calcul des courants induits J_A le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle de la femme, 50 Hz	83
Figure A.1 – Sphéroïde conducteur exposé à un champ électrique	87
Figure B.1 – Modèles axisymétriques normalisés. A gauche le modèle de l'homme et à droite le modèle de la femme.....	92
Figure C.1 – Calcul des courants induits J_Z le long de l'axe vertical et distribution des courants induits dans le modèle d'enfant de référence de 10 ans	96
Figure E.1 – Modèle sphéroïdal	102
Figure E.2 – Modèle du potentiel d'espace	103
Figure E.3 – Exemple de méthode de la charge équivalente, utilisant des anneaux	104
Figure E.4 – Méthode de l'équation intégrale des charges superficielles, en découpant le corps en N éléments.....	105
Figure E.5 – Maillage du corps en utilisant la méthode des éléments finis	106
Figure E.6 – Méthode de l'impédance	107
Figure E.7 – Méthode de Yee: Grille électriques et magnétiques pour la discrétisation spatiale.....	108
Tableau 1 – Données pour l'homme de référence et pour la femme de référence.....	69
Tableau 2 – Valeurs de $\arcsin(e)/e$ pour différentes valeurs de L/R	70
Tableau 3 – Données déduites en utilisant le modèle sphéroïde à 50 Hz	77
Tableau 4 – Champ électrique E_{BR} nécessaire pour produire la restriction de base J_{BR} ou E_{iBR} dans le cou à 50 Hz	79
Tableau 5 – Comparaison des valeurs du facteur de forme pour le champ électrique K_E et des densités de courant correspondantes pour un champ électrique 50 Hz non perturbé de 1 kV/m	84
Tableau B.1 – Mesures de l'étude anthropomorphique utilisées pour construire les dimensions verticales du modèle axisymétrique [56]	91
Tableau B.2 – Mesures de l'étude anthropomorphique utilisées pour construire les dimensions verticales du modèle axisymétrique [56]	91

Tableau B.3 – Dimensions du modèle normalisé	93
Tableau B.4 – Dimensions du modèle axisymétrique pour l'Homme de référence et la Femme de référence dont la masse et la hauteur sont définies par l'ICRP [38] et données dans le Tableau 1	94
Tableau C.1 – Valeurs de référence données par l'ICRP pour les enfants masculin et féminin.....	95
Tableau C.2 – Dimensions de l'enfant de référence (en m excepté SB_R en m ²)	95
Tableau C.3 – Résultats de la méthode analytique pour les enfants de référence	96
Tableau D.1 – Dimensions normalisées du modèle pour les femmes	95
Tableau D.2 – Calcul des dimensions pour une personne spécifique	96

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62226-3-1:2007+AMD1:2016 CSV

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

EXPOSITION AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES OU MAGNÉTIQUES À BASSE ET MOYENNE FRÉQUENCE – MÉTHODES DE CALCUL DES DENSITÉS DE COURANT INDUIT ET DES CHAMPS ÉLECTRIQUES INDUITS DANS LE CORPS HUMAIN –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC elle-même ne fournit aucune attestation de conformité. Des organismes de certification indépendants fournissent des services d'évaluation de conformité et, dans certains secteurs, accèdent aux marques de conformité de l'IEC. L'IEC n'est responsable d'aucun des services effectués par les organismes de certification indépendants.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à l'IEC, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de l'IEC, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets et de ne pas avoir signalé leur existence.

DÉGAGEMENT DE RESPONSABILITÉ

Cette version consolidée n'est pas une Norme IEC officielle, elle a été préparée par commodité pour l'utilisateur. Seules les versions courantes de cette norme et de son(ses) amendement(s) doivent être considérées comme les documents officiels.

Cette version consolidée de l'IEC 62226-3-1 porte le numéro d'édition 1.1. Elle comprend la première édition (2007-05) [documents 106/125/FDIS et 106/128/RVD] et son amendement 1 (2016-10) [documents 106/376/FDIS et 106/378/RVD]. Le contenu technique est identique à celui de l'édition de base et à son amendement.

Cette version Finale ne montre pas les modifications apportées au contenu technique par l'amendement 1. Une version Redline montrant toutes les modifications est disponible dans cette publication.

La Norme internationale IEC 62226-3-1 a été établie par le comité d'études 106: Méthodes d'évaluation des champs électriques, magnétiques et électromagnétiques en relation avec l'exposition humaine.

La présente Partie 3-1 doit être utilisée conjointement avec la première édition de l'IEC 62226-1:2004, *Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain – Partie 1: Généralités*.

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

La présente Norme internationale constitue la Partie 3-1 de la série IEC 62226, qui regroupera un certain nombre de normes internationales et rapports techniques dans le domaine du calcul des densités de courant induit et des champs électriques internes induits.

Une liste de toutes les parties de l'IEC 62226, sous le titre général: *Exposition aux champs électriques ou magnétiques à basse et moyenne fréquence – Méthodes de calcul des densités de courant induit et des champs électriques induits dans le corps humain*, est disponible sur le site web de la IEC.

Le comité a décidé que le contenu de la publication de base et de son amendement ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

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

IMPORTANT – Le logo "colour inside" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

INTRODUCTION

L'intérêt que porte le public à l'exposition aux champs électriques et magnétiques a conduit les organisations internationales et nationales à proposer des limites fondées sur leurs effets néfastes avérés.

La présente norme s'applique à la gamme de fréquences pour laquelle les limites d'exposition sont fondées sur des tensions ou des courants induits dans le corps humain, quand il est exposé aux champs électriques et magnétiques. Cette gamme de fréquences couvre les fréquences basses et moyennes jusqu'à 100 kHz. Certaines méthodes décrites dans la présente norme peuvent être utilisées à des fréquences plus élevées sous des conditions spécifiques.

Les limites d'exposition fondées sur l'expérimentation biologique et médicale à propos de ces phénomènes d'induction fondamentaux sont usuellement appelées «restrictions de base». Elles incluent des facteurs de sécurité.

Les grandeurs électriques induites n'étant pas directement mesurables, des limites dérivées sont aussi proposées. Ces limites, appelées «niveaux de référence» sont données en termes de champs électriques et magnétiques externes. Elles sont fondées sur des modèles très simples de couplage entre les champs externes et le corps. Ces limites dérivées sont conservatrices.

Des modèles sophistiqués de calcul des courants induits dans le corps ont été utilisés et font l'objet de nombreuses publications scientifiques. Ils utilisent des codes numériques de calcul 3D pour le champ électromagnétique et des modèles détaillés de la structure interne du corps avec les caractéristiques électriques spécifiques des tissus du corps humain. Cependant, le développement de tels modèles est toujours en cours; les données de conductivité électrique disponibles actuellement sont encore très imparfaites, et la résolution spatiale des modèles progresse toujours. De tels modèles sont ainsi considérés comme relevant encore du domaine de la recherche scientifique et on ne peut envisager aujourd'hui que les résultats tirés de ces modèles soient définitivement fixés dans des normes. Cependant, il est admis que de tels modèles peuvent apporter, et apportent, une contribution utile au processus de normalisation, particulièrement pour les normes produites où des cas particuliers d'exposition sont étudiés. Quand des résultats de tels modèles sont utilisés dans des normes, il convient qu'ils soient revus périodiquement pour s'assurer qu'ils reflètent toujours l'état actuel de la connaissance scientifique.

EXPOSITION AUX CHAMPS ÉLECTRIQUES OU MAGNÉTIQUES À BASSE ET MOYENNE FRÉQUENCE – MÉTHODES DE CALCUL DES DENSITÉS DE COURANT INDUIT ET DES CHAMPS ÉLECTRIQUES INDUITS DANS LE CORPS HUMAIN –

Partie 3-1: Exposition à des champs électriques – Modèles analytiques et numériques 2D

1 Domaine d'application

La présente partie de l'IEC62226 s'applique à la gamme de fréquences pour laquelle les limites d'exposition sont fondées sur des tensions ou des courants induits dans le corps humain, quand il est exposé aux champs électriques.

La présente partie définit le facteur de forme K – introduit par la série IEC 62226 pour permettre l'évaluation de l'exposition dans des situations d'expositions complexes, telles qu'un champ magnétique non uniforme ou un champ électrique perturbé – pour les cas de modèles simples de corps humain, exposé à des champs électriques uniformes. Le facteur de couplage K peut avoir différentes interprétations physiques selon qu'il se réfère à l'exposition à un champ électrique ou magnétique. Il est aussi appelé «facteur de couplage pour champ électrique».

La présente partie de l'IEC62226 peut être utilisée quand le champ électrique peut être considéré comme uniforme, pour des fréquences jusqu'à au moins 100 kHz.

Cette situation d'exposition à un champ électrique «uniforme» se trouve principalement à proximité des systèmes aériens d'alimentation électrique à haute tension. Pour cette raison, les illustrations données dans cette section sont aux fréquences industrielles (50 Hz et 60 Hz).

2 Exposition au champ électrique

Des champs électriques alternatifs sont générés par les conducteurs sous tension. A proximité immédiate de l'équipement électrique domestique, tel que des lampes, des commutateurs, des mixeurs pour aliments et des fers à repasser, on peut trouver des champs électriques locaux de l'ordre de 100 V/m. De tels champs ne sont pas uniformes, mais leurs intensités sont très en dessous des niveaux recommandés par les guides de sécurité, et il n'y a donc pas lieu de calculer les courants induits dans de telles situations d'exposition.

Des intensités plus élevées de champ électrique peuvent être rencontrées à proximité des équipements à haute tension tels que les lignes d'alimentation électriques. Dans la gamme de fréquences couverte par la présente norme, on considère que l'exposition résultant des lignes de puissance est la seule source significative d'exposition pour le public, en ce qui concerne les limites des guides de sécurité.

Les guides traitant de l'exposition du corps humain aux champs électriques sont généralement exprimés en termes de densité de courant induit ou de champ électrique interne. Ces grandeurs ne peuvent pas être mesurées directement et l'objet de ce document est de donner des méthodes et outils pour évaluer ces grandeurs induites dans le corps humain par des champs électriques externes (environnementaux) E_0 .

La densité de courant induit J et le champ électrique interne E_i sont liés étroitement par la relation simple:

$$J = \sigma \cdot E_i \quad (1)$$

où σ est la conductivité des tissus vivants considérés.

Bien que certains guides traitant de l'exposition du corps humain aux champs électriques adoptent le champ électrique interne comme un paramètre limite, le contenu de la présente norme, dans un souci de simplification, est présenté en termes de densité de courant induit J , à partir de laquelle les valeurs du champ électrique interne E_i peuvent être aisément déduites en utilisant l'équation donnée ci-dessus.

Tous les calculs développés dans ce document utilisent l'approximation des basses fréquences dans laquelle les courants de déplacement sont négligeables, tels que $\varepsilon\omega/\sigma$ est inférieur à 1 dans le corps. Cette approximation a été vérifiée en utilisant des données publiées sur les tissus [29,31]¹⁾ dans la gamme des basses fréquences et il a été trouvé qu'elle est valide pour des fréquences jusqu'à au moins 100 kHz et est probablement valide à des fréquences plus élevées.

Des calculs basés sur des modèles numériques sophistiqués du corps humain [24] démontrent également que cette hypothèse est valide jusqu'à des fréquences de plus de 100 kHz en montrant que la relation entre la densité de courant induit dans le corps et le produit de la fréquence et du champ électrique externe varie à peine entre 50 Hz et 1 MHz et est seulement légèrement modifiée à 10 MHz.

Des modèles analytiques peuvent être utilisés dans les cas de calcul simple.

Les champs électriques provoquent des déplacements de charges électriques dans les objets conducteurs (corps vivants inclus) et, comme les champs électriques sont alternatifs, les charges électriques ont des mouvements de va-et-vient. Le résultat est un courant alternatif «induit» à l'intérieur de l'objet conducteur. Ce courant dépend seulement:

- de la forme et des dimensions de l'objet conducteur,
- des caractéristiques (amplitude, polarisation, degré de non-uniformité, etc.) du champ électrique non perturbé (champ qui est mesuré en l'absence de tout objet conducteur),
- de la fréquence du champ,
- de la variation de la conductivité de l'objet (dans un milieu homogène, la densité de courant induit par des champs électriques ne dépend pas de la conductivité).

La Figure 1 illustre ce phénomène d'induction dans le cas d'un corps en contact électrique avec le sol.

1) Les chiffres entre crochets renvoient à la Bibliographie.

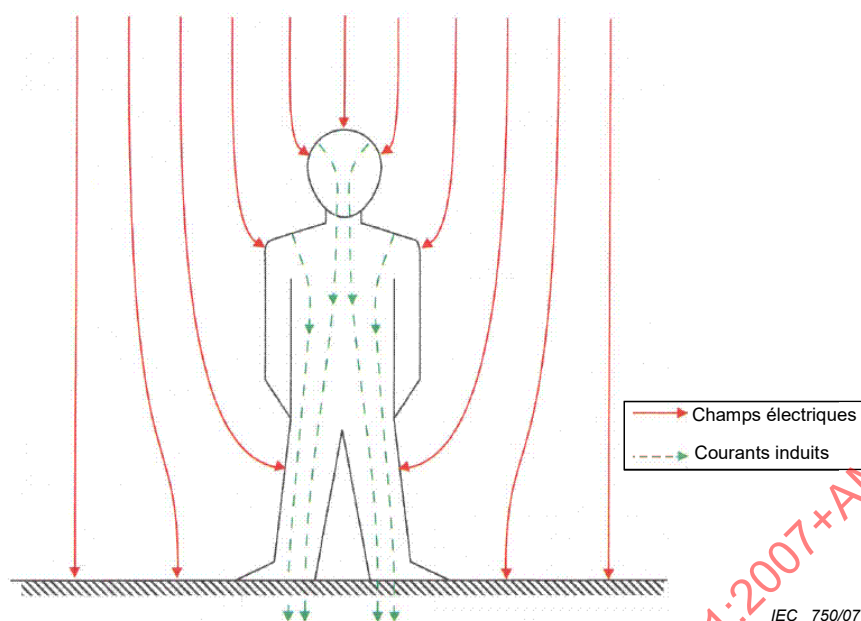


Figure 1 – Illustration du phénomène de courants induits par un champ électrique dans un corps humain debout sur le sol

Le cas typique d'exposition du public au champ électrique est sous les lignes de transport d'énergie à haute tension. Dans ce cas, la distance entre la source de champ et le corps humain est élevée et, en l'absence de tout objet conducteur, le champ dans la zone proche du sol peut être considéré comme étant uniforme (voir Figure 2).

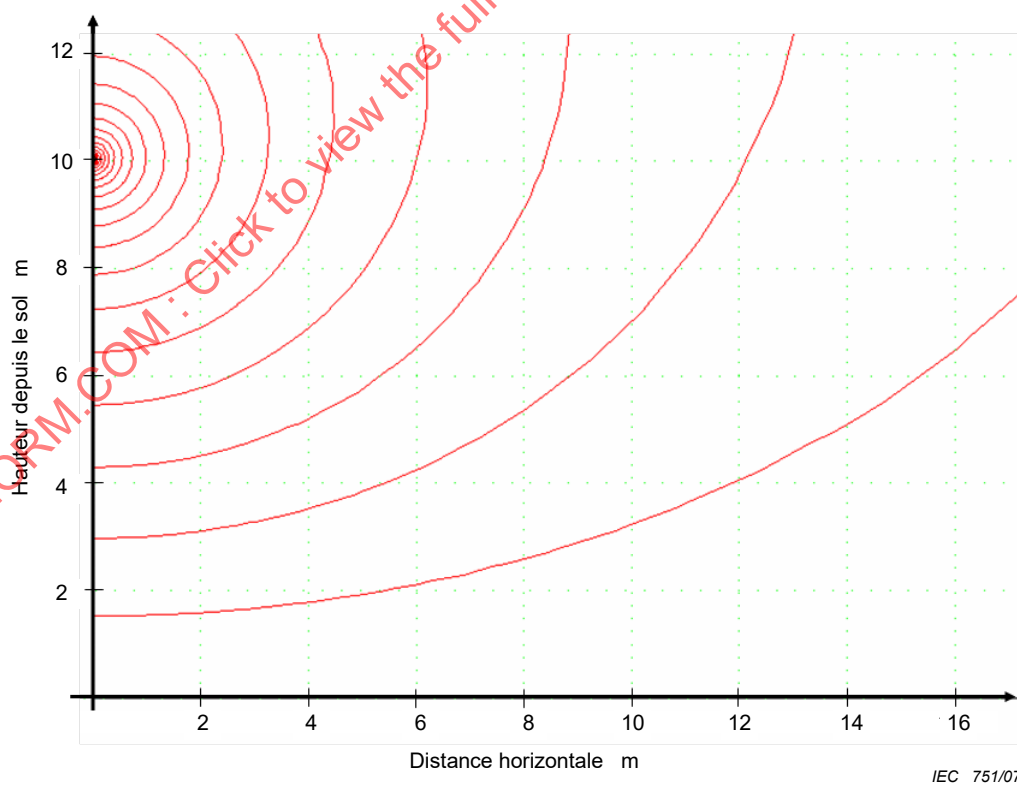


Figure 2 – Lignes de potentiel du champ électrique généré par un fil sous tension, en l'absence de tout objet (toutes les distances sont en mètres)

3 Procédure générale

3.1 Facteur de forme

Dans la gamme des basses et moyennes fréquences, la relation entre le courant induit dans le corps humain (J) et un champ électrique uniforme (E_0) peut être réduite à

$$J = K_E \cdot f \cdot E_0 \quad (2)$$

où

f est la fréquence ;

E_0 est l'amplitude du champ électrique non perturbé ;

K_E est défini comme étant le "facteur de forme pour le champ électrique".

K_E dépend de la taille, de la conductivité, de la forme et de la position du modèle du corps humain. Il dépend aussi de l'emplacement dans le corps où la densité de courant induit est évaluée. K_E est indépendant de la fréquence pour l'évaluation analytique du courant induit par les champs électriques (voir Annexe A).

K_E est exprimé en $A \cdot s \cdot V^{-1} \cdot m^{-1}$ ou en Farad par mètre (F/m), ce qui est relié au fait que l'exposition au champ électrique correspond physiquement à une capacité couplée entre la source de champ et l'objet conducteur exposé au champ.

NOTE Le champ électrique interne E_i peut être calculé à partir de la densité de courant J à savoir $E_i = J/\sigma$, où σ est la conductivité du modèle du corps humain (voir équation (1)).

3.2 Procédure

La densité de courant dans un individu peut être estimée analytiquement, en suivant un processus en trois étapes. La première étape consiste à calculer la densité de courant dans un demi-sphéroïde dont les dimensions sont choisies pour représenter au mieux le corps particulier. Comme il sera montré en 5.3 de la présente norme, la densité de courant est uniforme dans le sphéroïde mais elle dépend du rapport L/R du demi-axe principal et du demi-axe secondaire.

La seconde étape consiste à utiliser un modèle réaliste axisymétrique du corps humain pour déterminer la densité de courant comme une fonction de la position verticale dans le corps.

La troisième étape consiste à convertir la densité de courant moyennée à une hauteur particulière en une densité de courant locale dans les différents tissus à cette hauteur. Les guides de santé qui traitent de l'exposition aux champs électromagnétiques font spécifiquement référence à la densité de courant (ou au champ électrique interne) dans le système nerveux central, ainsi la zone du corps qui présente un intérêt particulier est la moelle épinière au niveau du cou, à cause de la faible section de celui-ci, ce qui concentre le courant (ou le champ électrique interne) dans cette région du corps.

Les courants induits sont calculés pour des hommes et des femmes, aussi bien que pour des enfants en utilisant des valeurs de référence pour leur taille, poids et surface publiées par l'ICRP [38]. Des informations suffisantes sont données ici pour appliquer la méthode aux personnes, quelle que soit la taille et le poids.

Des calculs numériques démontrant la validité de la procédure analytique sont aussi présentés.

4 Modèles de corps humain

4.1 Généralités

Dans la littérature scientifique, plusieurs modèles de complexités différentes ont été utilisés pour l'évaluation des courants et des champs internes induits par les champs électriques ou magnétiques (voir Figure 3). Des exemples de tels calculs sophistiqués sont donnés dans la Bibliographie. Il faut bien comprendre que ces calculs ont été effectués en utilisant des logiciels dédiés qui exigent des compétences très spécifiques et qui ne sont pas largement disponibles. En conséquence, on considère que de tels calculs techniques ne sont pas pertinents pour des objectifs de normalisation.

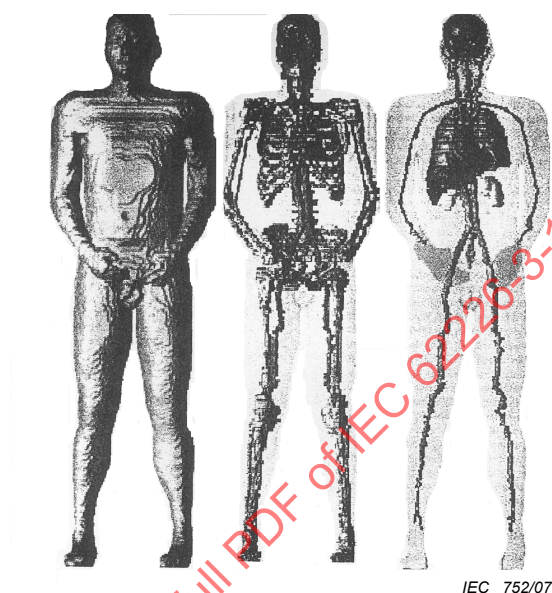


Figure 3 – Un modèle réaliste de corps

Des calculs analytiques sont possibles si on utilise des modèles simples, tels que le modèle d'un sphéroïde dans un champ électrique uniforme.

4.2 Surface développée

La surface développée d'un corps (SB) est utilisée pour mettre à l'échelle les modèles sphéroïde et axisymétrique pour différentes tailles de corps. Cela dépend de la hauteur et de la masse du corps. Le rapport de l'ICRP [38], *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*, fournit un algorithme donnant la surface développée totale (SB_T) d'une personne comme étant une fonction de sa hauteur L (en mètres) et de sa masse M (en kg):

$$SB_T = 0,164\,4\,M^{0,514\,56}L^{0,422\,46} \quad (3)$$

Dans notre cas, seule la surface développée du corps orientée vers l'extérieur est considérée, ce qui représente approximativement 82 % de la surface développée totale SB_T . La réduction de 18 % comprend 3 % pour les dessous des pieds, 6 % pour les surfaces des jambes se touchant, 8 % pour les surface internes des bras et des mains et 1 % pour le périnée. La surface développée réduite (SB_R) est donc:

$$SB_R = 0,82\,SB_T \quad (4)$$

Le Tableau 1 donne les résultats pour l'homme de référence et pour la femme de référence qui sont présentés en 4.4 et à l'Annexe B.