

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



**Electroacoustics – Hearing aids –
Part 13: Electromagnetic compatibility (EMC)**

**Électroacoustique – Appareils de correction auditive –
Partie 13: Compatibilité électromagnétique (CEM)**



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2011 IEC, Geneva, Switzerland

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

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

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

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

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

About the IEC

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

About IEC publications

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

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

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 It also gives information on projects, withdrawn and replaced publications.

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

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

- Electropedia: www.electropedia.org

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

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

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

Email: csc@iec.ch

Tel.: +41 22 919 02 11

Fax: +41 22 919 03 00

A propos de la CEI

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

A propos des publications CEI

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

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

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

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

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

- Electropedia: www.electropedia.org

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

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

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

Email: csc@iec.ch

Tél.: +41 22 919 02 11

Fax: +41 22 919 03 00

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



**Electroacoustics – Hearing aids –
Part 13: Electromagnetic compatibility (EMC)**

**Électroacoustique – Appareils de correction auditive –
Partie 13: Compatibilité électromagnétique (CEM)**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX

S

ICS 17.140.50; 33.100.20

ISBN 978-2-88912-456-5

CONTENTS

FOREWORD.....	3
INTRODUCTION.....	5
1 Scope.....	7
2 Normative references	7
3 Terms and definitions	8
4 Requirements for immunity	9
5 Immunity test procedures	10
6 Measurement uncertainty	13
Annex A (informative) Background for establishing test methods, performance criteria and test levels	15
Bibliography.....	20
Figure 1 – Example of a test arrangement for hearing aid immunity measurements using a one-port TEM cell (asymmetric septum).....	11
Figure 2 – Examples of input-output response curves at 1 000 Hz and the determination of gain at an input level of 55 dB.....	12
Figure 3 – Positioning of hearing aid during RF exposure	12
Figure 4 – Examples of determination of IRIL by electromagnetic immunity (EMI) testing	13
Figure A.1 – Ratio of 1:2 between field strength and interference level in dB	16
Figure A.2 – Example of test arrangement for hearing aid immunity measurements using dipole antenna.....	18
Figure A.3 – Digital wireless devices antenna designs	19
Table 1 – Field strengths of RF test signals to be used to establish immunity for bystander compatible and user compatible hearing aids	9

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**ELECTROACOUSTICS –
HEARING AIDS –****Part 13: Electromagnetic compatibility (EMC)****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.

International Standard IEC 60118-13 has been prepared by IEC technical committee 29: Electroacoustics. It has the status of a product EMC standard in accordance with IEC Guide 107, *Electromagnetic compatibility – Guide to the drafting of electromagnetic compatibility publications*.

This third edition cancels and replaces the second edition published in 2004 and constitutes a technical revision. It introduces a new set of requirements for use of hearing aids with mobile phones.

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

FDIS	Report on voting
29/737/FDIS	29/745/RVD

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

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

A list of all parts of the IEC 60118 series, under the general title: *Electroacoustics – Hearing aids*, can be found on the IEC website.

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

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

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

INTRODUCTION

This standard introduces specifications for EMC requirements for hearing aids.

Hearing aids basically consist of a microphone, an amplifier, a induction pick-up coil and a small earphone (receiver). For behind the ear (BTE) hearing aids the sound is often fed to the ear canal by means of an individually made ear mould (ear insert). In the ear (ITE) hearing aids have the active circuitry located in the auditory canal.

The power source normally used is a small battery. On some hearing aids, the user can perform some adjustments of the controls of the hearing aid, which in some cases is by means of a remote control.

The standard only deals with hearing aid immunity, as experience has shown that hearing aids do not emit electromagnetic signals to an extent that can disturb other equipment. Other EMC phenomena, such as RF emission and electrostatic discharge, are not currently known to be a significant problem in connection with hearing aids. Based on new knowledge, they could be considered in connection with future revisions or extensions of this standard. Hearing aids containing RF transmitting equipment are covered by this standard regarding immunity, however the RF transmitting equipment is not covered. Experience in connection with the use of hearing aids in recent times has identified digital wireless devices, such as DECT wireless phones and GSM mobile phones as potential sources of disturbance for hearing aids. Interference in hearing aids depends on the emitted power from the wireless telephone as well as the immunity of the hearing aid. The performance criteria in this standard will not totally ensure hearing aid users interference- and noise-free use of wireless telephones but will establish useable conditions in most situations. In practice a hearing aid user, when using a digital wireless device, will seek, if possible, to find a position on the ear which gives a minimum or no interference in the hearing aid.

Hearing aids are battery powered devices, and therefore disturbances related to a.c. or d.c. power inputs are not relevant and are therefore not considered in this standard.

Hearing aids whose outputs are non-acoustic, e.g. cochlear implants and bone conduction hearing aids, are not covered by this standard.

In some cases, hearing aids are connected to other equipment by cable, but this standard does not cover common mode transients and common mode surges on such cable connections.

Based on experience in connection with the use of hearing aids, relevant sources of disturbance for hearing aids include low frequency radiated magnetic fields, which may interact with the induction pick-up coil input included in some hearing aids. As the induction pick-up coil input is an intended feature of some hearing aids, and the hearing aid therefore must have a certain sensitivity to low frequency magnetic fields, it is not relevant to specify immunity against disturbing low frequency magnetic fields. To avoid unintended interference from low frequency magnetic noise fields, the recommendations specified in IEC 60118-4 [1]¹, regarding specifications for induction loop systems, should be followed.

With regard to high frequency radiated electromagnetic fields originating from RF wireless devices such as digital mobile telephone systems, only sources of disturbance which are currently known to be a problem in connection with hearing aids are covered. Reference is made to IEC 61000-4-3, which identifies digital radio telephone systems operating in the frequency ranges 0,8 GHz to 0,96 GHz and 1,4 GHz to 2,48 GHz to be potential sources of interference. Future versions may add tests for other frequency bands, as they come into more common use. Hearing aids are used in all environments as outlined in IEC 61000-4-3.

¹ Figures in square brackets refer to the bibliography.

Various test methods have been considered for determining the immunity of hearing aids. When a wireless telephone is used close to a hearing aid, there is an RF near-field illumination of the hearing aid. However, validation investigations in preparing this standard have shown that it is possible to establish a correlation between the measured far-field immunity level and the immunity level experienced by an actual hearing aid used in conjunction with a digital wireless device. The use of a far-field test has shown high reproducibility, and is considered sufficient to verify and express the immunity of hearing aids. Near-field illumination of the hearing aid (i.e. by generating an RF field using a dipole antenna) could however bring valuable information during design and development of hearing aids.

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 60118-13:2011

ELECTROACOUSTICS – HEARING AIDS –

Part 13: Electromagnetic compatibility (EMC)

1 Scope

This part of IEC 60118 in principle covers all relevant EMC phenomena for hearing aids. EMC phenomena, such as RF emission and electrostatic discharge, are not currently known to be a significant problem in connection with hearing aids and are therefore not dealt with. Based on new knowledge, they could be considered in connection with future revisions or extensions of this standard. Hearing aid immunity to high frequency electromagnetic fields originating from digital wireless devices operating in the frequency ranges 0,8 GHz to 0,96 GHz and 1,4 GHz to 2,48 GHz is currently identified as the only relevant EMC phenomenon regarding hearing aids. Future editions of this part of IEC 60118 may add tests for other frequency bands, as they come into more common use. IEC 61000-4-3 is the basis for relevant EMC tests to be conducted on hearing aids. Measurement methods and acceptance levels are described in this part of IEC 60118.

For the purpose of this part of IEC 60118, two immunity classes of hearing aids are defined (see 3.1) related to their use. "Bystander compatible" ensures that a hearing aid is usable in environments where digital wireless devices are in operation in the proximity of the hearing aid wearer. "User compatible" hearing aids ensures that a hearing aid is usable when the wearer is using a digital wireless device at the wearer's own aided ear.

Measurement methods for hearing aids with non-acoustic outputs and for hearing aids connected to other equipment by cables are not given in this standard.

2 Normative references

The following referenced documents are indispensable for the application of this document. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

IEC 60118-0, *Hearing aids – Part 0: Measurement of electroacoustical characteristics*

IEC 60118-2, *Hearing aids – Part 2: Hearing aids with automatic gain control circuits*

IEC 60118-7, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 7: Measurement of the performance characteristics of hearing aids for production, supply and delivery quality assurance purposes*

IEC 60318-4, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts*

IEC 60318-5, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 5: 2 cm³ coupler for the measurement of hearing aids and earphones coupled to the ear by means of ear inserts*

IEC 61000-4-3, *Electromagnetic compatibility (EMC) – Part 4-3: Testing and measurement techniques – Radiated, radio-frequency, electromagnetic field immunity test*

IEC 61000-4-20, *Electromagnetic compatibility (EMC) – Part 4-20: Testing and measurement techniques – Emission and immunity testing in transverse electromagnetic (TEM) waveguides*

3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 60118-0, IEC 60118-7, and IEC 61000-4-3 as well as the following apply.

3.1

hearing aid

wearable instrument, containing a variety of individual adjustment facilities, intended to aid a person with impaired hearing. Consisting of a microphone, amplifier, an induction pick-up coil (optional) and earphone, powered by a battery

NOTE Hearing aids can be placed on the body (BW), behind the ear (BTE) or in the ear (ITE).

3.2

bystander compatibility

immunity of a hearing aid that ensures it is usable in environments where digital wireless devices are in operation in the proximity of the hearing aid wearer (2 m, see A.4)

3.3

user compatibility

immunity of a hearing aid that ensures it is usable when the wearer is using a digital wireless device at the wearer's own aided ear

3.4

reference orientation (of a hearing aid)

orientation of the hearing aid with respect to the RF emitting source which corresponds to the orientation of the hearing aid under actual use on a person facing or using an RF emitting source

3.5

input related interference level

IRIL

level used to characterise the immunity of the hearing aid

NOTE Acoustic IRIL is expressed relative to 20 μ Pa in decibels, and is calculated by subtracting the gain of the hearing aid from the level of a 1 kHz signal measured at the output of the hearing aid during exposure to a 1 kHz modulated RF field in microphone mode. The gain of the hearing aid is determined at 1 kHz using an input sound pressure level of 55 dB.

If the hearing aid provides an additional directional microphone, the gain determined with the omnidirectional microphone is used for determination of IRIL.

If the hearing aid provides an induction pick-up coil, the control settings used for acoustic measurement are used. Induction pick-up coil IRIL is expressed as the equivalent acoustic input r.m.s levels re 20 μ Pa in decibels, based on the assumption that the magnetic field strength level re 1A/m of –20 dB is practically equivalent to the acoustic sound pressure level of 70 dB.

The induction pick-up coil IRIL is calculated by subtracting the output of the hearing aid²⁾ in dB minus 55 dB, from the level of 1 kHz signal measured at the output of the hearing aid during exposure to a 1 kHz 80% modulated RF field in induction pick-up coil mode.

Decreasing values of IRIL indicate increasing immunity.

Further details are given in Annex A.

3.6

GSM

global system for mobile communication

²⁾ Determined at –35 dB input level re 1A/m at 1 kHz.

3.7**TEM cell**

closed measuring device in which a voltage difference creates a TEM-mode electromagnetic field

3.8**radio frequency****RF**

frequency of electromagnetic radiation within the range of 30 kHz to 30 GHz

4 Requirements for immunity

Table 1 states the field strengths of RF test signals to establish immunity for bystander compatible and user compatible hearing aids. Bystander compatibility shall be fulfilled as a minimum specification, whereas user compatibility is an additional feature, which can be claimed if the specifications are met by the hearing aid.

Table 1 – Field strengths of RF test signals to be used to establish immunity for bystander compatible and user compatible hearing aids

	Bystander compatibility IRIL ≤ 55 dB for field strengths, E in V/m						User compatibility IRIL ≤ 55 dB for field strengths, E in V/m					
Frequency range GHz	<0,8	0,8-0,96	0,96-1,4	1,4-2,0	2,0-2,48	>2,48	<0,8	0,8-0,96	0,96-1,4	1,4-2,0	2,0-2,48	>2,48
Microphone mode	Unnecessary	3,5	Unnecessary	2	1,5	Unnecessary	Unnecessary	90	Unnecessary	50	35	Unnecessary
Induction pick-up coil mode ^a	Unnecessary	3,5	Unnecessary	2	1,5	Unnecessary	Unnecessary	90	Unnecessary	50	35	Unnecessary
Directional microphone mode ^a	Unnecessary	3,5	Unnecessary	2	1,5	Unnecessary	Unnecessary	Unnecessary	Unnecessary	Unnecessary	Unnecessary	Unnecessary
Test field strengths are given as unmodulated carrier levels.												
^a If provided by the hearing aid.												

NOTE 1 Table 1 has been updated for frequencies above 2,0 GHz. Wireless services like Bluetooth operate in the 2,0 GHz to 2,48 GHz range. Services in this frequency range are typically running at lower power levels compared to services below 1 GHz. TDMA modulation (eg. used in GSM mobile phones and DECT wireless phones) has been shown to generate the most aggressive interference in hearing aids to date, while CDMA and other modulations schemes are less aggressive. The test levels used since the first edition of IEC 60118-13 in 1996 have through testing of more than 1 000 hearing aid models demonstrated to be sufficiently high to ensure well-functioning hearing aids in daily life, with only a few complaints from hearing aid users who are annoyed by interference from digital wireless devices. A test field strength 3 dB below the 1,4 GHz to 2,0 GHz range is considered sufficient to sustain well-functioning hearing aids in daily life regarding interference in the 2,0 GHz to 2,48 GHz range because services in the latter frequency range are typically running at lower power levels compared to services below 1 GHz. Additional national standards may supplement ranges in Table 1.

NOTE 2 As sources of disturbance in the frequency range 0,96 GHz to 1,4 GHz, below 0,8 GHz and beyond 2,48 GHz are not known to affect hearing aids, testing in this frequency range is not considered necessary. If the hearing aid provides an additional microphone input option – directional microphone intended for distant listening in noisy environments – user compatibility is not considered relevant in this position. Compatibility in induction pick-up coil mode is considered important to establish interference free conditions in induction loop environments, and to ensure the ability to use the induction pick-up coil as an input transducer for assistive listening devices for digital wireless devices, e.g. portable hands free kits.

NOTE 3 The requirements to generate high field strengths might drive the RF power amplifier to generate distortion. Care should be taken to ensure that distortion does not affect the measurement results.

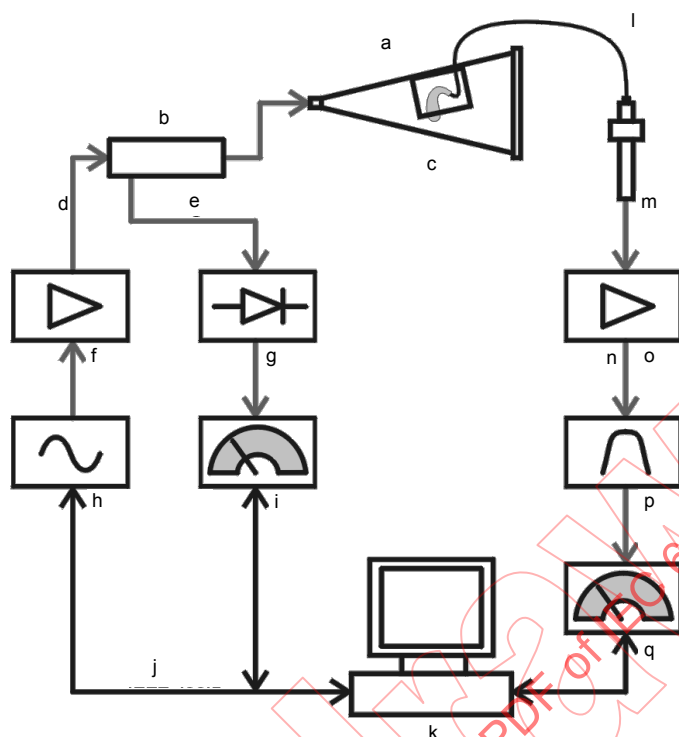
5 Immunity test procedures

5.1 A typical RF-test equipment, test configuration and test procedures, e.g. as specified in IEC 61000-4-20 shall apply. This requires that a 1 kHz 80% sine modulation of the carrier wave is used. As described in A.2, this is a suitable signal for immunity test of hearing aids.

NOTE For small systems without wires (such as hearing aids) suitable GTEM cells and striplines may be used as indicated in IEC 61000-4-20.

5.2 No objects, other than the hearing aid, which could distort the RF-field, shall be present in the test volume.

In order to remove the metallic ear simulator or coupler as specified in IEC 60318-4 and IEC 60318-5 from the test volume, the normal tubing between the hearing aid and the coupler shall be replaced by tubing of 2 mm bore and with a length between 50 mm and 1 000 mm. The choice of ear simulator or coupler and the length of the tubing are not critical, but identical setup should be used for measurement of hearing aid gain and IRIL. For in-the-ear instruments, the outlet from the receiver shall be coupled to the tubing by a suitable adapter. This adapter and the length of the tubing are not critical, as the hearing aid gain is determined in each individual test configuration. An example of a suitable test arrangement is given in Figure 1.



IEC 694/11

NOTE Measurements should be made to ensure that the background noise level of the test configuration is at least 10 dB lower than the lowest measured acoustic output from the hearing aid.

Key

- a hearing aid
- b directional coupler
- c TEM cell
- d RF signal
- e RF signal
- f power amplifier
- g power sensor
- h RF generator
- i power meter
- j measurement instrument interface
- k measuring programme
- l 500 mm Ø2 mm tubing
- m coupler or ear simulator
- n audio signal
- o microphone power supply
- p BP filter, 1 kHz, one-third-octave
- q multimeter

Figure 1 – Example of a test arrangement for hearing aid immunity measurements using a one-port TEM cell (asymmetric septum)

5.3 The hearing aid gain control shall be adjusted to the reference test setting and the other controls shall be set to the basic settings as described in IEC 60118-7.

5.4 With the acoustical coupling described in 5.2 and the test conditions described in 5.3, the input-output response of the hearing aid shall be measured at 1 000 Hz as described in IEC 60118-2. This test applies for all hearing aids. From the input-output response curve, determine the gain obtained at 55 dB SPL input level. If the hearing aid provides an induction

pick-up coil, determine the output sound pressure level for an input level re 1 A/m of -35 dB. Examples of input-output response curves are given in Figure 2.

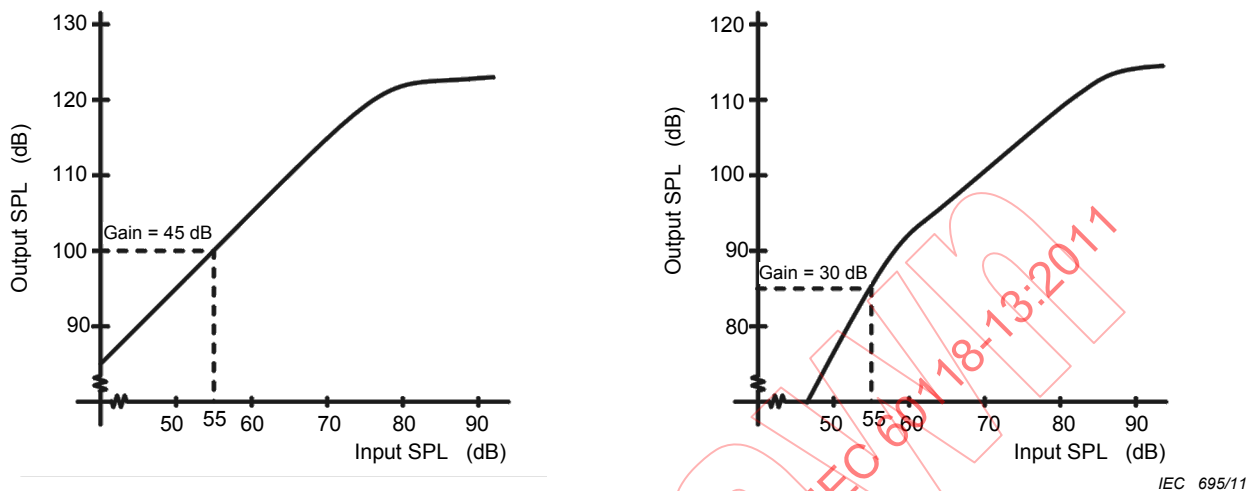


Figure 2 – Examples of input-output response curves at 1 000 Hz and the determination of gain at an input level of 55 dB

5.5 The hearing aid, with the controls set as in 5.3, shall be placed in the RF field, and the sound pressure level of the hearing aid at 1 000 Hz shall be determined with the use of a band-pass filter with a maximum bandwidth of one-third octave.

The hearing aid shall be placed in the reference orientation (see Figure 3 and 3.4) and then rotated in steps of 90° in the horizontal plane. For each orientation the carrier frequency shall be stepped or swept as specified in IEC 61000-4-3, using a step size of 1% of the carrier frequency.

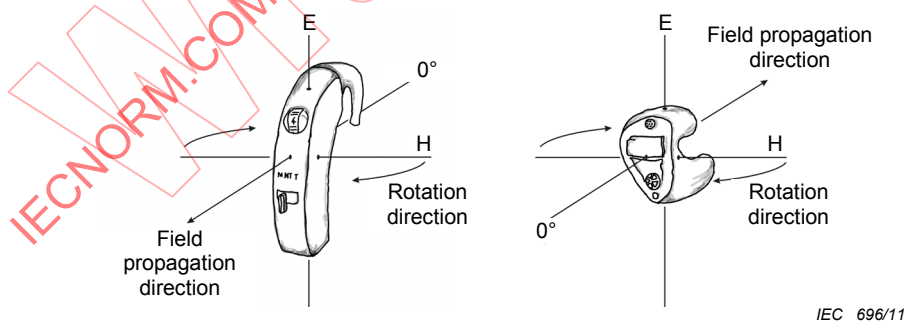


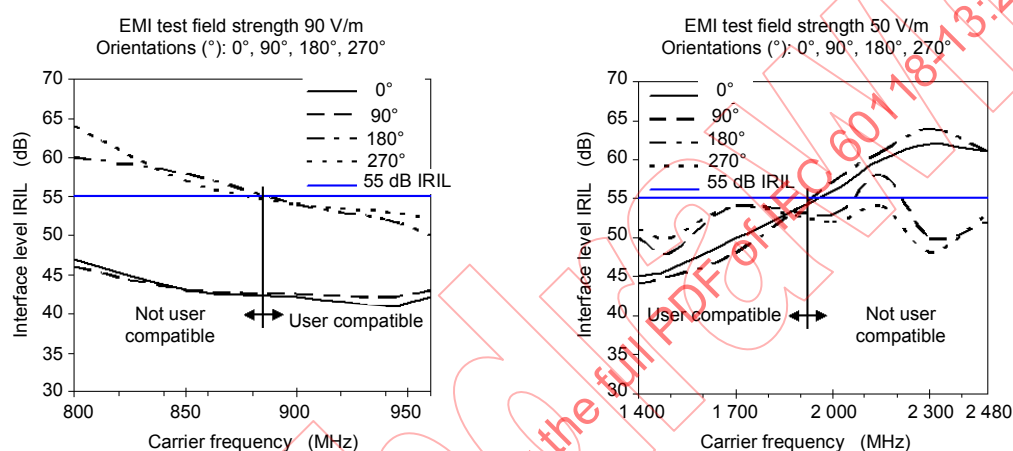
Figure 3 – Positioning of hearing aid during RF exposure

Gain changes in the hearing aid may occur due to RF carrier effects. This phenomenon can be investigated by applying increasing field strength levels and monitor the acoustic output of the hearing aid for saturation effects, or by applying a 1 300 Hz acoustic bias signal to the microphone input tube, which sets the hearing aid to a known acoustic output level. With a frequency analyzer the hearing aid acoustic output at 1 300 Hz can be measured to reveal gain changes in the hearing aid. If gain changes are observed during the measurement it shall

be stated in the test report, and results should be interpreted with care as the RF carrier effects may have activated the signal processing in the hearing aid in an unpredictable way.

NOTE Rotation of the hearing aid in four discrete positions corresponding to the hearing aid placement under actual use is found to be suitable for hearing aid immunity testing (see Annex A).

5.6 Measurements for user compatibility and bystander compatibility can be carried out as two separate tests according to Table 1. There is no need to perform a bystander compatibility test if user compatibility is demonstrated. The measurements shall be carried out with the microphone, directional microphone (if provided) and induction pick-up coil (if provided). For directional microphones, the output value measured in 5.4 with the omnidirectional microphone is used for determination of IRIL. For an induction pick-up coil, the output value measured in 5.4 with an input level re 1 A/m of –35 dB is used for determination of IRIL. Figure 4 gives examples of determination of IRIL.



IEC 697/11

Figure 4 – Examples of determination of IRIL by electromagnetic immunity (EMI) testing

5.7 The results shall be reported as IRIL values for all input options and carrier frequency ranges e.g. if $IRIL \leq 55$ dB SPL for a field strength of 90 V/m in the frequency range 800 MHz to 960 MHz, in microphone mode, the result shall be reported as follows: user compatible 800 MHz to 960 MHz, microphone mode.

User compatibility can be reported for frequency ranges more narrow than the complete test range, e.g. user compatible 1 714 MHz to 1 856 MHz. Consequently user compatibility to up-link frequencies in certain digital wireless devices networks, for example, can be claimed even if the hearing aid is not user compatible in the complete test range.

6 Measurement uncertainty

The measurement uncertainty is composed of several components:

- uncertainty derived from the equipment used, such as generators, level meters, measuring microphones, coupler etc.;
- variance in the acoustic coupling of the hearing aid to the coupler, for example relating to diameter and length of tubing;
- reproducibility of positioning the hearing aid.

Considering the above components the measurement uncertainty can be determined.

NOTE It is good practice to validate the uncertainty by comparing measurement results with an accredited test laboratory.

Manufacturers and purchasers may utilize the uncertainty differently. Manufacturers shall ensure that their production test results fall within prescribed tolerances that are reduced by the measurement uncertainty.

Purchaser may make their decisions based in the nominal data expanded by the measurement uncertainty.

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 60118-13:2011

Annex A (informative)

Background for establishing test methods, performance criteria and test levels

A.1 General

In 1994, the European hearing instrument manufacturers association (EHIMA) undertook a series of measurements to establish a basis for measuring the effects of interference on hearing aids, and for quantifying a practical limit of immunity. In Australia similar work was undertaken at around the same time. This work concentrated on providing the basis for measuring and specifying what is now known as the bystander compatibility. At that time, the issue of user compatibility and the need to deal with it was limited by the lack of knowledge on the subject and the low use of digital wireless devices in most countries.

However, the rapid growth in the use of digital wireless devices produced an urgent need to address the issue of the hearing aid wearer who wanted to use a digital wireless device. Work on this problem commenced in the USA in 1997 and led to proposals for methods of measurement for both hearing aids and mobile phones. This work led to the ANSI C63.19 [4] standard, which provided the impetus for further work in Europe to evaluate the proposals.

A.2 Test methods

The EHIMA GSM project was set up to establish a test environment enabling the GSM interference problems to be addressed. The project's final report [2] presents the results of the development phase. It also includes results from other investigations. The relevant parts of the project are summarised below.

Five hearing aid types were selected for a laboratory investigation, representing different electroacoustic characteristics, interference levels and interference spectra. The overall input related interference level (OIRIL), expressed as SPL, in decibels, was chosen to characterise the interference performance of the hearing aids.

First, the aids were tested acoustically according to IEC 60118-0. To enable the metallic ear simulator to be removed from the RF-field, coupling between the hearing aid and ear simulator was modified by using 500 mm long tubing. Relatively large variations in the acoustical effect of this modification were seen. This means that the hearing aid gain should be measured for the individual hearing aid under test in the determination of OIRIL.

The hearing aids were then exposed to a simulated GSM RF-field in an RF anechoic room, placed in a position corresponding to normal use. A test signal having a peak field strength of 10 V/m was used. This corresponds to a digital wireless device having a power of 8 W at a distance of 2 m, or a 2 W device at a distance of 1 m. The frequency spectrum of the interference signal at the orientation causing maximum interference was determined. The input related spectrum was then calculated by subtracting the hearing aid gain, and finally the OIRIL was determined.

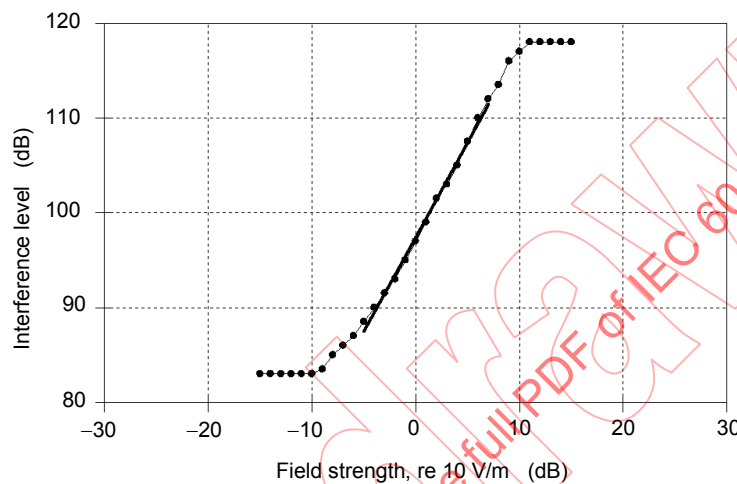
The input related spectra appeared almost identical for all the hearing aids tested, the level of the harmonics decreasing with increasing frequency. This means that only the low frequency part of the spectrum is needed to determine OIRIL with sufficient accuracy for the purpose of measuring immunity.

It was seen that rotation of the hearing aid in the horizontal plane affected the interference performance to some degree and that maximum interference occurs at different angles for

different hearing aids. In practically all cases, vertical E-polarisation of the RF-field, as used in the GSM system, gave rise to the highest interference levels.

Relatively large differences in OIRIL between different hearing aid types were seen, and also in a small number of cases between samples of the same type.

A ratio of 1:2 between field strength and interference level, expressed in dB, was seen for a field strength range where the interference signal is above the noise floor of the (linear) hearing aid and does not saturate it (Figure A.1).



IEC 698/11

Figure A.1 – Ratio of 1:2 between field strength and interference level in dB

Experiments were carried out to determine the effect of placing the hearing aid behind the ear and in the ear. It turned out that the human head significantly attenuated the GSM signal when the head was between the transmitting source and the hearing aid, whereas no significant difference was seen when the hearing aid was facing the transmitting source. Based on these findings, it was therefore decided that no "human-factor" correction to the measuring results was required.

The investigations also showed that the use of 80 %, 1 000 Hz sine modulation with the same "peak RMS" level of the carrier as the simulated GSM signal produced approximately the same input related interference level in the hearing aid. This is in agreement with the conclusions and recommendations of IEC 61000-4-3. It was therefore decided to recommend sine modulation for testing of hearing aids. The measurement result is denoted IRIL (input related interference level). It is determined in the same way as OIRIL, but only the frequency component at 1 000 Hz is considered.

A.3 Performance criteria

To establish a basis for proposing acceptance levels a series of listening tests were carried out. As the input related spectrum of the interference signal was almost identical for all the hearing aids, only one of the signals was presented to a group of five people of normal hearing instructing them to judge the interference as "not annoying", "slightly annoying", "annoying" and "very annoying". The interference signals were presented at different levels together with three different noise and speech signals to simulate different listening situations.

From the results of these tests, acceptance levels expressed as free field SPLs, are proposed.

Based on the results of these listening tests and the laboratory investigation, it is concluded that an acceptance SPL around 55 dB will probably ensure acceptable conditions for the hearing aid user in most practical situations. This value has been chosen as the performance criterion in this standard. The choice was confirmed by an additional investigation using hearing impaired subjects.

To summarise, IRIL – the input related interference level at 1 000 Hz measured as a sound pressure level in decibels – should be used to characterise the immunity of the hearing aid. Decreasing values of IRIL indicate increasing immunity. The acceptance level corresponding to IRIL equal to or less than 55 dB SPL will probably ensure acceptable conditions for the hearing aid user in most practical situations and is recommended as the performance criterion.

A.4 Test field strengths – Bystander compatibility

To be able to suggest realistic field strengths for testing hearing aids, i.e. field strengths which simulate situations where the hearing aid user is disturbed by a nearby person using a digital wireless device, a number of points should be taken into account.

Firstly, the proposed test procedure is based on a number of worst case considerations:

- The maximum interference level is found in each of four different orientations of the hearing aid relative to the disturbing field, and out of these four maxima the highest is used to characterise the interference level in the hearing aid.
- If compliance to the standard is documented, the maximum interference level within a wide frequency band is used to characterise the immunity of the hearing aid in the frequency band, even if the maximum interference level is only obtained at a single frequency.

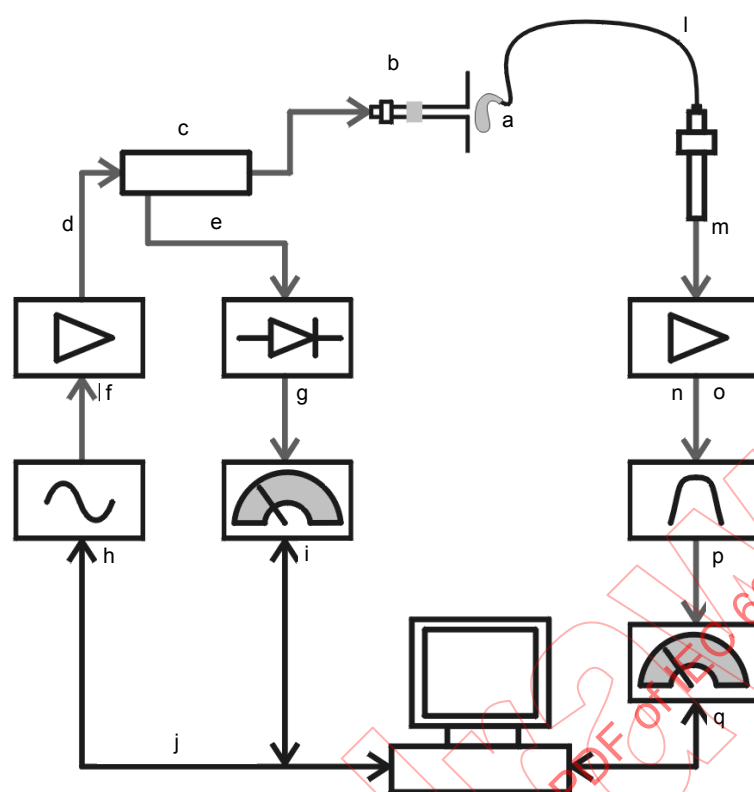
NOTE As the immunity test is performed in a broad frequency band, the frequency with the worst case interference will seldom coincide with an actual carrier frequency.

- The field strength corresponding to maximum transmitting power is used, despite the fact that digital wireless devices only transmit with maximum power in certain situations (battery fully charged, large distance between the digital wireless device and the base station).

Secondly, another practical circumstance should be noted: Users of digital wireless devices will probably tend to obtain as much privacy as possible and thereby increase the distance to nearby persons as much as possible. The field strengths given for bystander compatibility in Table 1 of Clause 4 of the main body of the standard correspond to a theoretical protection distance of approximately 2 m for any digital wireless device.

A.5 Field strengths – User compatibility

As a follow-up on the EHIMA studies concluded in 1995, a project funded by the European Union ISIS programme was conducted in 1999. This project "Hearing aids and mobile phones immunity and interference standards – HAMPIIS " was conducted to establish specifications for a revision of this part of IEC 60118 regarding criteria for hearing aid wearers to use digital wireless devices themselves. A test method proposed in the ANSI C63.19 standard with near-field illumination of hearing aids using a dipole antenna was verified during the project. Near-field illumination of hearing aids using a dipole antenna (or a digital wireless device) was found to be valuable during design and development of new hearing aids, where it can bring valuable information. An example of a suitable test arrangement using a dipole antenna is therefore given in Figure A.2.



IEC 699/11

Key

a	hearing aid	j	measurement instrument interface
b	dipole	k	measuring program
c	directional coupler	l	500 mm Ø2 mm tubing
d	RF signal	m	coupler or ear simulator
e	RF signal	n	audio signal
f	power amplifier	o	microphone power supply
g	power sensor	p	BP filter, 1 kHz, one-third-octave
h	RF generator	q	multimeter
i	power meter		

Figure A.2 – Example of test arrangement for hearing aid immunity measurements using dipole antenna

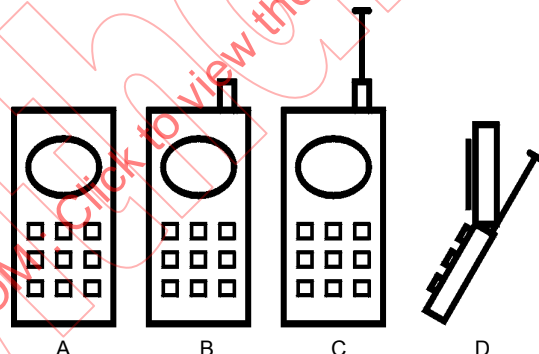
However, as a standardised method for test and classification of hearing aids, the dipole test method was rejected. This was primarily due to the need for a shielded test environment and poor reproducibility from one test arrangement to another. Additionally, an improved correlation between measured performance and real-life performance could not be found, despite the fact that the hearing aid user situation in real-life is a near-field illumination of the hearing aid.

The test field strength for near field use of digital wireless devices with hearing aids was established by a study on hearing aid immunity in user situation. Twelve hearing aids having input related interference levels (IRIL) from below 20 dB to more than 70 dB when tested in a GTM cell at 900 MHz, 3 V/m and IRIL values from below 20 dB to more than 100 dB at 1 800 MHz, 2 V/m was used for the study. The study was carried out as a listening test where 900 MHz and 1 800 MHz GSM phones were run on maximum power level, controlled by a mobile phone base station simulator. The outcome of the study showed evidence that a hearing aid will be useable in the user situation if IRIL SPL is below 55 dB for a field strength

of 75 V/m or higher at 900 MHz and of 50 V/m or higher at 1 800 MHz when measured in a GTEM cell – a test field strength 25 times higher (approximately 28 dB) than used for verification of the bystander classification.

Test field strengths have been updated for consistency with IEEE C63.19 (see [6] and [7]), and test field strengths for frequencies above 2 GHz have been added. Wireless services like Bluetooth operate in the 2,0 GHz - 2,69 GHz range. Services in this frequency range are typically running at lower power levels compared to services below 1 GHz. TDMA modulation (eg. used in GSM mobile phones and DECT wireless phones) has been shown to generate the most aggressive interference in hearing aids to date, while CDMA and other modulations schemes are less aggressive. The test levels used since the first edition of IEC 60118-13 in 1996 have, through testing of more than 1 000 hearing aid models (ref. European hearing aid manufacturers association – EHIMA), demonstrated to be sufficiently high to ensure well-functioning hearing aids in everyday use, with only a small expectation of complaints regarding interference from digital wireless devices. A test field strength 3 dB below the limit for the 1,4 GHz to 2,0 GHz frequency range is considered sufficient for the 2,0 GHz to 2,48 GHz range because services here are typically running at lower power levels compared to services below 1 GHz.

The performance criteria will not ensure totally interference-free and noise-free use of digital wireless devices but establish limits that will be effective in most situations. In practice a hearing aid user will themselves find a position of the digital wireless device by the ear that gives minimum or no interference in the hearing aid. This could be accomplished by hearing aids fulfilling the user compatibility requirements, especially if a digital wireless device with low radiation at the ear is used – i.e. digital wireless device where the distance between the hearing aid and the antenna exceeds 5 cm in normal use (i.e. Figure A.3, D).



IEC 700/11

Figure A.3 – Digital wireless devices antenna designs

Bibliography

- [1] IEC 60118-4, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 4: Induction loop systems for hearing aid purposes – Magnetic field strength*
 - [2] EHIMA GSM project, final report:1995, *Hearing aids and GSM mobile telephones: Interference problems, methods of measurement and levels of immunity*
 - [3] EU ISIS Programme project:1999, *Hearing Aids and Mobile Phones Immunity and Interference Standards – HAMPIIS*, available from EHIMA, Brussels
 - [4] ANSI C63.19:2001, *American National Standard for Methods of Measurement of Compatibility between Wireless Communications Devices and Hearing Aids*
 - [5] NAL report No. 131:1995, *Interference to Hearing Aids by the Digital Mobile Telephone System, Global System for Mobile Communications (GSM)*, National Acoustic Laboratories, Australia
 - [6] EHIMA, Technical Note 2007, *Comparison of IEC 60118-13 and ANSI C63.19 EMC measurements*
 - [7] IEEE C.63.19:2007, *Methods of Measurement of Compatibility between Wireless Communication Devices and Hearing Aids, Measurements of wireless telephone emissions and hearing aid immunity, with predicted performance based on measures*
 - [8] IEEE 488.2, *IEEE Standard Codes, Formats, Protocols, and Common Commands for Use With IEEE Std 488.1-1987, IEEE Standard Digital Interface for Programmable Instrumentation*
-

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 60118-13:2017

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	23
INTRODUCTION.....	25
1 Domaine d'application	27
2 Références normatives.....	27
3 Termes et définitions	28
4 Exigences concernant l'immunité.....	29
5 Procédures d'essai de l'immunité.....	30
6 Incertitude de mesure.....	35
Annexe A (informative) Principes d'établissement des méthodes d'essai, des critères de performance et des niveaux d'essai.....	36
Bibliographie.....	43
Figure 1 – Exemple de dispositif d'essai concernant les mesures d'immunité des appareils de correction auditive utilisant une cellule TEM à un port (septum asymétrique).....	32
Figure 2 – Exemples de courbes de réponse entrée-sortie à 1 000 Hz et la détermination du gain pour un niveau d'entrée de 55 dB.....	33
Figure 3 – Positionnement de l'appareil de correction auditive au cours de l'exposition RF ...	34
Figure 4 – Exemples de détermination du niveau d'interférence ramené à l'entrée par essai d'immunité électromagnétique	35
Figure A.1 – Rapport de 1 à 2 entre les variations, exprimées en dB, de l'intensité du champ et du niveau d'interférence	37
Figure A.2 – Exemple de dispositif d'essai concernant les mesures d'immunité des appareils de correction auditive utilisant une antenne dipolaire.....	40
Figure A.3 – Disposition des antennes des appareils numériques sans fil	42
Tableau 1 – Intensités du champ à fréquence radioélectrique des signaux d'essai destinés à établir l'immunité des appareils de correction auditive pour la compatibilité avec la présence et la compatibilité avec une utilisation personnelle	30

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

**ÉLECTROACOUSTIQUE –
APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –****Partie 13: Compatibilité électromagnétique (CEM)****AVANT-PROPOS**

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

La Norme internationale CEI 60118-13 a été établie par le comité d'études 29 de la CEI: Électroacoustique. Elle a le statut de norme de produit en CEM conformément au Guide CEI 107:2009, *Compatibilité électromagnétique – Guide pour la rédaction des publications sur la compatibilité électromagnétique*.

Cette troisième édition annule et remplace la deuxième édition parue en 2004 et constitue une révision technique. Elle introduit un ensemble d'exigences concernant l'utilisation des appareils de correction auditive avec les téléphones mobiles.

Le texte de la présente norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
29/737/FDIS	29/745/RVD

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

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

Une liste de toutes les parties de la série CEI 60118, publiées sous le titre général: *Électroacoustique – Appareils de correction auditive*, peut être consultée sur le site web de la CEI.

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

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

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

INTRODUCTION

La présente norme fournit des spécifications relatives aux exigences de compatibilité électromagnétique (CEM) pour les appareils de correction auditive.

Les appareils de correction auditive comprennent essentiellement un microphone, un amplificateur, une bobine d'induction captrice et un écouteur miniature (récepteur). Pour les appareils de type contour d'oreille (BTE¹), le son est souvent transmis au conduit auditif de l'oreille par l'intermédiaire d'un embout moulé individuellement (embout d'oreille). Pour les appareils de type intra-auriculaire (ITE²), les circuits actifs de l'appareil sont logés dans le conduit auditif.

La source d'alimentation normalement utilisée est une petite batterie. Sur certains appareils, l'utilisateur peut effectuer certains réglages des commandes de l'appareil de correction auditive, en procédant éventuellement à l'aide d'une télécommande.

La présente norme concerne uniquement l'immunité des appareils de correction auditive, puisque l'expérience a montré que les appareils de correction auditive n'émettent pas de signaux électromagnétiques au point de perturber d'autres appareils. D'autres phénomènes de CEM tels que les émissions à fréquence radioélectrique et les décharges électrostatiques ne sont pas habituellement reconnus comme étant un problème significatif pour les appareils de correction auditive. Ces phénomènes pourront être considérés en liaison avec de futures révisions ou compléments de la présente norme, à la lumière de nouvelles connaissances. Les appareils de correction auditive qui intègrent des équipements qui émettent des fréquences radioélectriques sont couverts par la présente norme en ce qui concerne l'immunité; toutefois l'équipement émetteur RF lui-même n'est pas couvert. L'expérience récente, liée à l'utilisation des appareils de correction auditive, a identifié certains appareils numériques de téléphonie sans fil, tels que les téléphones sans fil DECT³ (téléphone sans fil numérique amélioré) et les téléphones mobiles GSM, comme sources possibles de perturbation pour les appareils de correction auditive. L'interférence produite dans les appareils de correction auditive dépend de la puissance émise par le téléphone sans fil aussi bien que de l'immunité de l'appareil de correction auditive. Les critères choisis dans la présente norme pour le choix des caractéristiques techniques n'assurent pas une absence totale d'interférence pour les utilisateurs de l'appareil de correction auditive, ni une utilisation des téléphones sans fil exempte de bruit, mais ils instituent des conditions permettant l'utilisation dans la plupart des situations. Dans la pratique, lorsqu'il utilise un appareil numérique sans fil, l'utilisateur d'un appareil de correction auditive recherchera, s'il peut la trouver, une position sur l'oreille qui entraîne une interférence minimale ou nulle dans l'appareil de correction auditive.

Les appareils de correction auditive sont des dispositifs fonctionnant sur batteries et ils ne sont donc pas concernés par des perturbations engendrées par des entrées d'alimentation à courant alternatif ou continu; ces perturbations ne sont, par conséquent, pas prises en considération dans la présente norme.

Les appareils de correction auditive à sortie non acoustique, comme les implants cochléaires et les appareils de correction auditive à conduction osseuse, ne sont pas concernés par la présente norme.

Dans certains cas, les appareils de correction auditive sont reliés à d'autres installations par câble, mais la présente norme ne s'intéresse pas aux transitoires de mode commun ni aux surtensions en mode commun provenant de telles liaisons par câbles.

¹ BTE = *Behind The Ear*

² ITE = *In The Ear*

³ DECT = *Digital Enhanced Cordless Telephone*

En se fondant sur l'expérience acquise dans l'utilisation des appareils de correction auditive, les sources pertinentes de perturbation concernant ces appareils comprennent des champs magnétiques de basse fréquence qui peuvent interférer avec l'entrée à bobine d'induction captrice que comportent certains appareils de correction auditive. Etant donné que l'entrée à bobine d'induction captrice fait partie intégrante de certains de ces appareils, et que ceux-ci doivent donc présenter une certaine sensibilité aux champs magnétiques de basse fréquence, il n'est pas approprié de spécifier une immunité contre les champs magnétiques perturbateurs de basse fréquence. Pour éviter les interférences indésirables provenant de champs de bruit magnétique de basse fréquence, il convient de se référer aux recommandations spécifiées dans la CEI 60118-4 [1]⁴, qui concerne les spécifications pour les systèmes à boucle d'induction.

En ce qui concerne les champs électromagnétiques de haute fréquence rayonnés par les appareils sans fil à fréquence radioélectrique tels que les systèmes de téléphonie mobile numériques, seules les sources de perturbation qui sont actuellement reconnues comme constituant un problème en liaison avec les appareils de correction auditive sont couvertes. Il est fait référence à la CEI 61000-4-3, qui identifie comme source possible d'interférence, les systèmes de radio téléphone numériques qui fonctionnent dans les plages de fréquences comprises entre 0,8 GHz et 0,96 GHz et entre 1,4 GHz et 2,48 GHz. On pourra, dans les versions futures, ajouter des essais concernant d'autres bandes de fréquences qui deviennent de plus en plus d'usage courant. Les appareils de correction auditive sont utilisés dans tous les environnements comme indiqué dans la CEI 61000-4-3.

Différentes méthodes d'essai ont été envisagées pour déterminer l'immunité des appareils de correction auditive. Lorsqu'un téléphone sans fil est utilisé à proximité d'un appareil de correction auditive, celui-ci est soumis à un rayonnement en champ proche à fréquence radioélectrique. Cependant, des recherches de validation entreprises lors de la préparation de la présente Norme ont montré qu'il est possible d'établir une corrélation entre le niveau d'immunité mesuré en champ lointain et le niveau d'immunité constaté lors de l'utilisation réelle d'un appareil de correction auditive en liaison avec un appareil numérique sans fil. L'utilisation d'un essai en champ lointain a montré un niveau élevé de reproductibilité et elle est considérée comme suffisante pour vérifier et exprimer l'immunité des appareils de correction auditive. On pourra cependant tirer des renseignements précieux lors de l'étude et de la mise au point des appareils de correction auditive en ce qui concerne le rayonnement en champ proche (en produisant un champ à fréquence radioélectrique à l'aide d'une antenne dipolaire).

⁴ Les chiffres entre crochets se réfèrent à la bibliographie.

ÉLECTROACOUSTIQUE – APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –

Partie 13: Compatibilité électromagnétique (CEM)

1 Domaine d'application

La présente partie de la CEI 60118 s'applique en principe à tous les phénomènes de compatibilité électromagnétique (CEM) concernant les appareils de correction auditive. Elle ne concerne pas les phénomènes de CEM tels que les émissions à fréquence radioélectrique et les décharges électrostatiques qui ne sont pas habituellement reconnus comme étant un problème significatif pour les appareils de correction auditive. Ces phénomènes pourront être considérés en liaison avec de futures révisions ou compléments de la présente norme, à la lumière de nouvelles connaissances. L'immunité des appareils de correction auditive aux champs électromagnétiques de haute fréquence produits par les appareils numériques sans fil fonctionnant dans les plages de fréquences comprises entre 0,8 GHz et 0,96 GHz et entre 1,4 GHz et 2,48 GHz est actuellement identifiée comme le seul phénomène de CEM qui concerne les appareils de correction auditive. On pourra, dans les futures éditions de cette partie de la CEI 60118, ajouter des essais concernant d'autres bandes de fréquences qui deviennent de plus en plus d'usage courant. Les essais de CEM effectués sur les appareils de correction auditive sont fondés sur la CEI 61000-4-3. Les méthodes de mesure et les niveaux d'acceptation sont décrits dans la présente Norme.

Dans le cadre de la présente partie de la CEI 60118, deux classes d'immunité concernant les appareils de correction auditive sont définies (voir 3.1) en fonction de leur utilisation. La classe "compatible avec la présence" assure que l'appareil de correction auditive est utilisable dans un environnement où les appareils numériques sans fil sont en fonctionnement dans le voisinage du porteur de l'appareil de correction auditive. La classe "compatible avec une utilisation personnelle" assure que l'appareil de correction auditive est utilisable lorsque le porteur utilise un appareil numérique sans fil placé sur sa propre oreille appareillée.

La présente Norme ne donne pas de méthodes de mesure pour les appareils de correction auditive à sortie non acoustique ni pour les appareils de correction auditive reliés à d'autres installations au moyen de câbles.

2 Références normatives

Les documents de référence suivants sont indispensables pour l'application du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

CEI 60118-0, *Appareils de correction auditive – Partie 0: Méthodes de mesure des caractéristiques électroacoustiques*

CEI 60118-2, *Appareils de correction auditive – Partie 2: Appareils de correction auditive comportant des commandes automatiques de gain*

CEI 60118-7, *Électroacoustique – Appareils de correction auditive – Partie 7: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive aux fins d'assurance de la qualité de la production, de la livraison et des approvisionnements*

CEI 60318-4, *Électroacoustique – Simulateurs de tête et d'oreille humaines – Partie 4: Simulateur d'oreille occluse pour la mesure des écouteurs couplés à l'oreille par des embouts*

CEI 60318-5, *Électroacoustique – Simulateurs de tête et d'oreille humaines – Partie 5: Coupleur de 2 cm³ pour la mesure des appareils de correction auditive et des écouteurs couplés à l'oreille par des embouts*

CEI 61000-4-3, *Compatibilité électromagnétique (CEM) – Partie 4-3: Techniques d'essai et de mesure – Essai d'immunité aux champs électromagnétiques rayonnés aux fréquences radioélectriques*

CEI 61000-4-20, *Compatibilité électromagnétique (CEM) – Partie 4-20: Techniques d'essai et de mesure – Essais d'émission et d'immunité dans les guides d'ondes TEM*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans les CEI 60118-0, CEI 60118-7 et CEI 61000-4-3 ainsi que les suivants s'appliquent.

3.1

appareil de correction auditive

instrument portable, comportant une variété de fonctions de réglages individuels, destiné à aider une personne malentendante. Il comprend un microphone, un amplificateur, une bobine d'induction captrice (facultative) et un écouteur, alimentés par une batterie

NOTE Les appareils de correction auditive peuvent être placés sur le corps (BW⁵), derrière l'oreille (BTE⁶) ou dans l'oreille (ITE⁷).

3.2

compatibilité avec la présence

immunité d'un appareil de correction auditive qui assure que l'appareil est utilisable dans un environnement où les appareils numériques sans fil sont en fonctionnement dans le voisinage du porteur de l'appareil de correction auditive (2 m, voir A.4)

3.3

compatibilité avec une utilisation personnelle

immunité d'un appareil de correction auditive qui assure que l'appareil est utilisable lorsque le porteur utilise un appareil numérique sans fil placé sur sa propre oreille appareillée

3.4

orientation de référence (d'un appareil de correction auditive)

orientation de l'appareil de correction auditive par rapport à la source d'émission à fréquence radioélectrique qui correspond à l'orientation de l'appareil lors d'une utilisation réelle sur une personne faisant face à la source d'émission à fréquence radioélectrique ou utilisant cette source

3.5

niveau d'interférence ramené à l'entrée

(IRIL, Input Related Interference Level)

niveau utilisé pour caractériser l'immunité d'un appareil de correction auditive

NOTE Le niveau d'interférence ramené à l'entrée est un niveau acoustique exprimé en décibels par rapport à 20 µPa, et il est calculé en soustrayant le gain de l'appareil de correction auditive du niveau d'un signal de 1 kHz mesuré à la sortie de l'appareil de correction auditive fonctionnant en mode microphone lors de son exposition à un champ de fréquence radioélectrique modulé à 1 kHz. Le gain de l'appareil de correction auditive est déterminé à 1 kHz en utilisant un niveau de pression acoustique de 55 dB à l'entrée de l'appareil.

⁵ BW = Body Worn

⁶ BTE = Behind The Ear

⁷ ITE = In The Ear

Si l'appareil de correction auditive comporte un microphone directionnel complémentaire, le gain déterminé avec le microphone omnidirectionnel est utilisé pour la détermination de l'IRIL.

Si l'appareil de correction auditive comporte une bobine d'induction captrice, on utilise les réglages des commandes utilisés pour les mesures acoustiques. Le niveau d'interférence ramené à l'entrée pour la bobine d'induction captrice est exprimé sous la forme d'un niveau efficace d'entrée équivalent, exprimé en décibels par rapport à 20 μ Pa, en se basant sur l'hypothèse qu'un niveau d'intensité de champ magnétique de –20 dB par rapport à 1 A/m est pratiquement équivalent à un niveau de pression acoustique de 70 dB.

Le niveau d'interférence ramené à l'entrée de la bobine d'induction captrice est calculé en soustrayant le niveau de sortie de l'appareil de correction auditive ⁸ en dB, moins 55 dB, du niveau d'un signal de 1 kHz mesuré à la sortie de l'appareil de correction auditive, lors de son exposition à un champ de fréquence radio électrique modulé à 80 % 1 kHz dans le mode bobine d'induction captrice.

Des valeurs décroissantes du niveau d'interférence ramené à l'entrée indiquent une immunité croissante.

Des informations supplémentaires sont données à l'Annexe A.

3.6

GSM

système global de communication avec les mobiles (Global System for Mobile communication)

3.7

cellule TEM

dispositif de mesure fermé dans lequel une différence de tension crée un champ électromagnétique en mode TEM

3.8

fréquence radioélectrique

RF

fréquence d'un rayonnement électromagnétique dans la plage comprise entre 30 kHz et 30 GHz

4 Exigences concernant l'immunité

Le Tableau 1 indique les intensités des champs à fréquence radioélectrique des signaux d'essais destinés à établir l'immunité des appareils de correction auditive concernant la compatibilité avec la présence et la compatibilité avec une utilisation personnelle. La compatibilité avec la présence doit être satisfaite en tant qu'exigence minimale, alors que la compatibilité avec une utilisation personnelle constitue une caractéristique complémentaire qui peut être déclarée si l'appareil de correction auditive satisfait aux spécifications.

8) Déterminé pour un niveau d'entrée de –35 dB par rapport à 1 A/m à 1 kHz.

Tableau 1 – Intensités du champ à fréquence radioélectrique des signaux d'essai destinés à établir l'immunité des appareils de correction auditive pour la compatibilité avec la présence et la compatibilité avec une utilisation personnelle

	Compatibilité avec la présence IRIL ≤ 55 dB pour des intensités de champ, E en V/m						Compatibilité avec une utilisation personnelle IRIL ≤ 55 dB pour des intensités de champ, E en V/m					
	<0,8	0,8-0,96	0,96-1,4	1,4-2,0	2,0-2,48	>2,48	<0,8	0,8-0,96	0,96-1,4	1,4-2,0	2,0-2,48	>2,48
Plage de fréquences GHz												
Mode microphone	Inutile	3,5	Inutile	2	1,5	Inutile	Inutile	90	Inutile	50	35	Inutile
Mode bobine d'induction caprice ^a	Inutile	3,5	Inutile	2	1,5	Inutile	Inutile	90	Inutile	50	35	Inutile
Mode microphone directionnel ^a	Inutile	3,5	Inutile	2	1,5	Inutile	Inutile	Inutile	Inutile	Inutile	Inutile	Inutile

Les intensités du champ d'essai sont données comme niveaux de la porteuse non modulée.

^a Si l'appareil de correction auditive en est muni.

NOTE 1 Le tableau 1 a été mis à jour pour les fréquences supérieures à 2,0 GHz. Les technologies de services sans fil comme le Bluetooth fonctionnent dans la plage comprise entre 2,0 GHz et 2,48 GHz. Les services dans cette plage de fréquences fonctionnent généralement à des niveaux de puissance inférieurs à ceux des services en dessous de 1 GHz. Il a été montré que la modulation TDMA (utilisée par exemple dans les téléphones cellulaires GSM et les téléphones sans fil DECT) générerait les interférences les plus agressives à l'heure actuelle pour les appareils de correction auditive alors que les systèmes CDMA et les autres systèmes de modulation sont moins agressifs. Les niveaux d'essai utilisés depuis la première édition de la CEI 60118-13 en 1996 ont démontré, avec des essais portant sur plus de 1 000 modèles d'appareils de correction auditive qu'ils étaient suffisamment élevés pour assurer le bon fonctionnement des appareils de correction auditive dans la vie quotidienne, avec seulement quelques plaintes d'utilisateurs d'appareils de correction auditive qui sont gênés par les interférences provenant des appareils sans fil numériques. Une intensité de champ d'essai inférieure de 3 dB à la plage comprise entre 1,4 GHz et 2,0 GHz est considérée comme suffisante pour le bon fonctionnement des appareils de correction auditive dans la vie quotidienne pour ce qui est des interférences dans la plage de 2,0 GHz à 2,48 GHz en raison du fait que les services dans cette dernière plage de fréquences fonctionnent généralement à des niveaux de puissance inférieurs à ceux des services en dessous de 1 GHz. Des normes nationales supplémentaires peuvent compléter les plages données au Tableau 1.

NOTE 2 Etant donné que les sources de perturbation dans la plage des fréquences de 0,96 GHz à 1,4 GHz, en dessous de 0,8 GHz et au-delà de 2,48 GHz, ne sont pas reconnues comme affectant les appareils de correction auditive, les essais dans cette plage de fréquence ne sont pas considérés comme nécessaires. Si l'appareil de correction auditive est muni d'une entrée complémentaire – microphone directionnel destiné à une écoute à distance dans des environnements bruyants – la compatibilité avec une utilisation personnelle pour cette position n'est pas considérée comme pertinente. La compatibilité pour le mode bobine d'induction caprice est considérée comme importante pour établir des conditions exemptes d'interférence dans des environnements de boucles d'induction et pour assurer la possibilité d'utiliser la bobine d'induction caprice en tant que transducteur d'entrée pour les dispositifs d'écoute assistée concernant les appareils numériques sans fil, comme par exemple les systèmes «main libre».

NOTE 3 Les conditions requises pour produire des intensités de champ élevées peuvent amener l'amplificateur de puissance RF à générer des distorsions. Il convient de veiller à ce que ces distorsions n'affectent pas les résultats de mesure.

5 Procédures d'essai de l'immunité

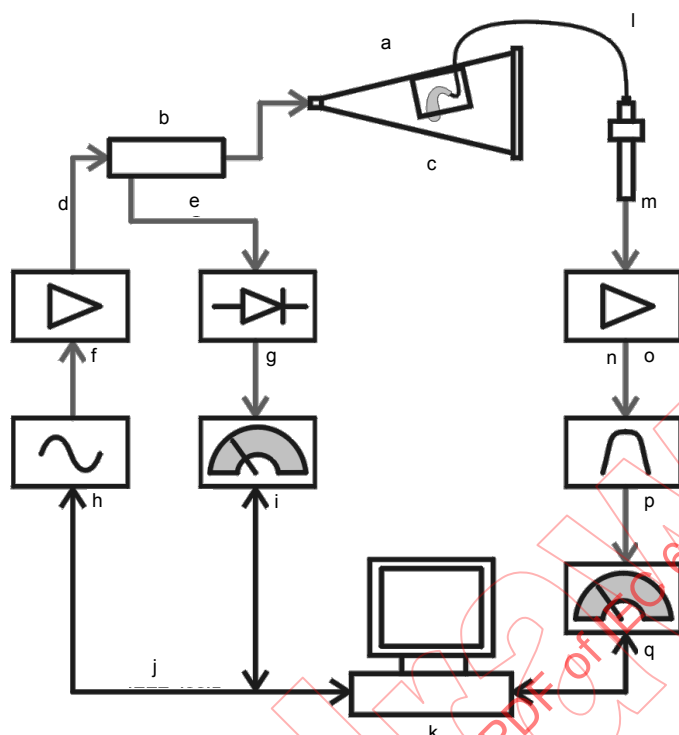
5.1 Un matériel d'essai à fréquence radioélectrique, une configuration d'essai et des procédures d'essai spécifiées typiques, tels que spécifiés dans la CEI 61000-4-20 doivent être utilisés. Cela nécessite l'utilisation d'une fréquence porteuse de sinusoïdale de 1 kHz avec une modulation d'amplitude de 80 %. Comme cela est décrit en A.2, ceci constitue un signal adapté pour l'essai d'immunité des appareils de correction auditive.

NOTE On peut utiliser, pour les systèmes de petites dimensions sans fil (tels que les appareils de correction auditive), des cellules GTEM appropriées et des lignes en ruban, comme indiqué dans la CEI 61000-4-20.

5.2 Aucun objet susceptible de perturber le champ à fréquence radioélectrique ne doit se trouver dans le volume d'essai, en dehors de l'appareil de correction auditive.

Pour retirer du volume d'essai le simulateur d'oreille ou le coupleur comportant des parties métalliques spécifié dans la CEI 60318-4 et la CEI 60318-5, le tube normal de liaison entre l'appareil de correction auditive et le coupleur doit être remplacé par un tube de diamètre intérieur égal à 2 mm, et d'une longueur comprise entre 50 mm et 1 000 mm. Le choix du simulateur d'oreille ou du coupleur et la longueur du tube ne sont pas critiques, mais, il convient d'utiliser un montage identique pour la mesure du gain de l'appareil de correction auditive et l'IRIL. Pour les appareils intra-auriculaires, l'orifice de l'écouteur doit être couplé au tube par un adaptateur convenable. Cet adaptateur et la longueur du tube ne sont pas critiques, puisque le gain de l'appareil de correction auditive est déterminé pour chaque configuration d'essai particulière. Un exemple de disposition d'essai convenable est donné à la Figure 1.

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 60118-13:2011



IEC 694/11

NOTE Il convient d'effectuer des mesures afin de s'assurer que le niveau du bruit de fond dans la configuration d'essai est inférieur d'au moins 10 dB au niveau de sortie acoustique mesuré le plus faible.

Légende

- a appareil de correction auditive
- b coupleur directionnel
- c cellule TEM
- d signal RF
- e signal RF
- f amplificateur de puissance
- g capteur de puissance
- h générateur RF
- i appareil de mesure de la puissance
- j interface des instruments de mesure
- k programme de mesure
- l tube de 500 mm et 2 mm de Ø
- m coupleur ou simulateur d'oreille
- n signal audio
- o source d'alimentation du microphone
- p filtre BP, 1 kHz, un-tiers d'octave
- q multimètre

Figure 1 – Exemple de dispositif d'essai concernant les mesures d'immunité des appareils de correction auditive utilisant une cellule TEM à un port (septum asymétrique)

5.3 La commande de gain de l'appareil de correction auditive doit être réglée sur la position de gain de référence pour les essais et les autres commandes doivent être réglées sur les commandes de base, comme indiqué dans la CEI 60118-7.

5.4 En utilisant le couplage acoustique décrit en 5.2 et les conditions d'essai décrites en 5.3, la réponse entrée-sortie de l'appareil de correction auditive doit être mesurée à 1 000 Hz, suivant la description donnée dans la CEI 60118-2. Cet essai s'applique à tous les appareils de correction auditive. D'après la courbe de réponse entrée-sortie, on détermine le gain obtenu pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 55 dB. Si l'appareil de correction auditive possède une bobine d'induction captrice, déterminer le niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau d'entrée de -35 dB. Des exemples de courbes de réponses entrée-sortie sont donnés à la Figure 2.

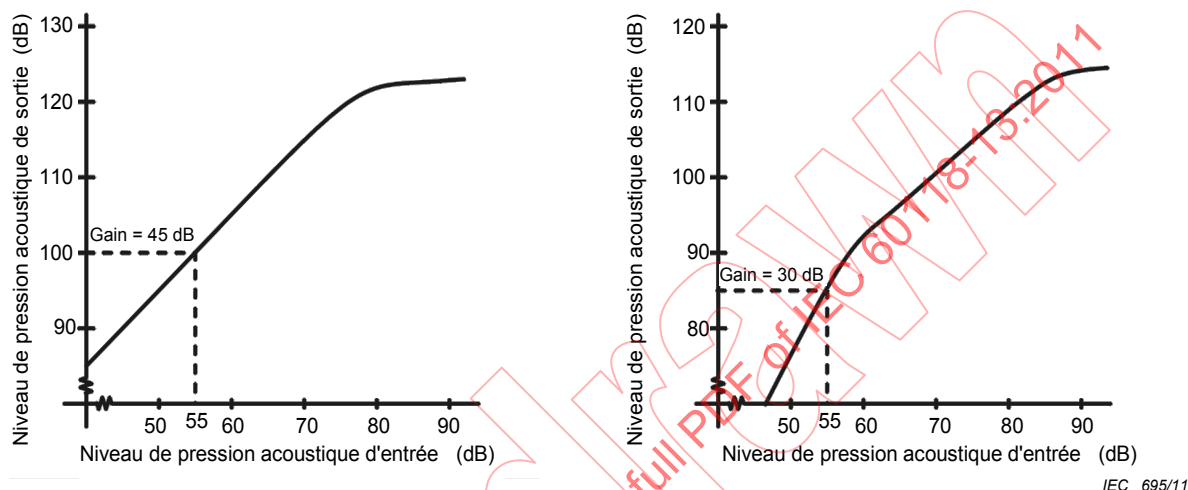
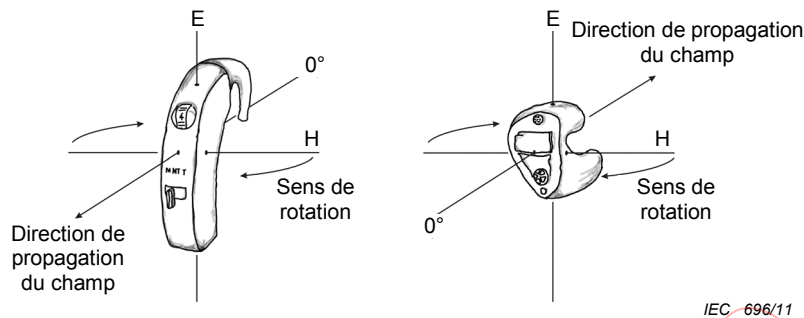


Figure 2 – Exemples de courbes de réponse entrée-sortie à 1 000 Hz et la détermination du gain pour un niveau d'entrée de 55 dB

5.5 L'appareil de correction auditive dont les commandes ont été réglées conformément à 5.3 doit être placé dans le champ à fréquence radioélectrique, et le niveau de pression acoustique de l'appareil de correction auditive à 1 000 Hz doit être déterminé en utilisant un filtre passe-bande dont la bande passante est au maximum d'un tiers d'octave.

L'appareil de correction auditive doit être placé dans l'orientation de référence (voir la Figure 3 et le 3.4), puis on lui fait subir des rotations par pas de 90° dans le plan horizontal. Pour chaque orientation, on doit faire varier la fréquence porteuse pas à pas ou par balayage, conformément aux spécifications de la CEI 61000-4-3 en utilisant une valeur de pas égale à 1 % de la fréquence de la porteuse.



IEC 696/11

Figure 3 – Positionnement de l'appareil de correction auditive au cours de l'exposition RF

L'appareil de correction auditive peut subir des variations de gain dues aux effets de la porteuse RF. Ce phénomène peut être étudié en appliquant des niveaux d'intensité de champ croissants et en surveillant la valeur de sortie acoustique de l'appareil de correction auditive pour rechercher les effets de saturation, ou en appliquant un signal acoustique de polarisation de 1 300 Hz à l'entrée du microphone, afin de régler l'appareil de correction auditive sur un niveau de sortie acoustique connu. La valeur de sortie acoustique à 1 300 Hz de l'appareil de correction auditive peut être mesurée avec un analyseur de fréquence afin de révéler les variations de gain qu'il subit. Si des variations de gain sont observées au cours de la mesure, ceci doit être mentionné dans le rapport d'essai et il convient que les résultats soient interprétés avec précaution car les effets de porteuse RF peuvent avoir activé le traitement de signal de l'appareil de correction auditive d'une manière imprévisible.

NOTE La rotation de l'appareil de correction auditive dans quatre positions discrètes correspondant à la position de l'appareil lors de son utilisation réelle est considérée comme convenable pour les essais d'immunité de l'appareil de correction auditive (voir Annexe A).

5.6 Les mesures pour la compatibilité avec une utilisation personnelle et la compatibilité avec la présence peuvent être réalisées en deux essais séparés conformément au Tableau 1. Il n'est pas nécessaire de réaliser l'essai pour la compatibilité avec la présence si l'appareil satisfait à l'essai pour la compatibilité avec une utilisation personnelle. Les mesures doivent être effectuées avec le microphone, le microphone directionnel (si l'appareil en possède un) et la bobine d'induction captrice (si l'appareil en possède une). Pour les microphones directionnels, on utilise, pour la détermination du niveau d'interférence ramené à l'entrée, la valeur du niveau de sortie mesurée en 5.4 avec le microphone omnidirectionnel. Dans le cas d'une bobine d'induction captrice, la valeur de sortie mesurée en 5.4 avec une valeur d'entrée de 1 A/m de -35 dB est utilisée pour la détermination du niveau d'interférence ramené à l'entrée. La Figure 4 donne des exemples de détermination du niveau d'interférence ramené à l'entrée.

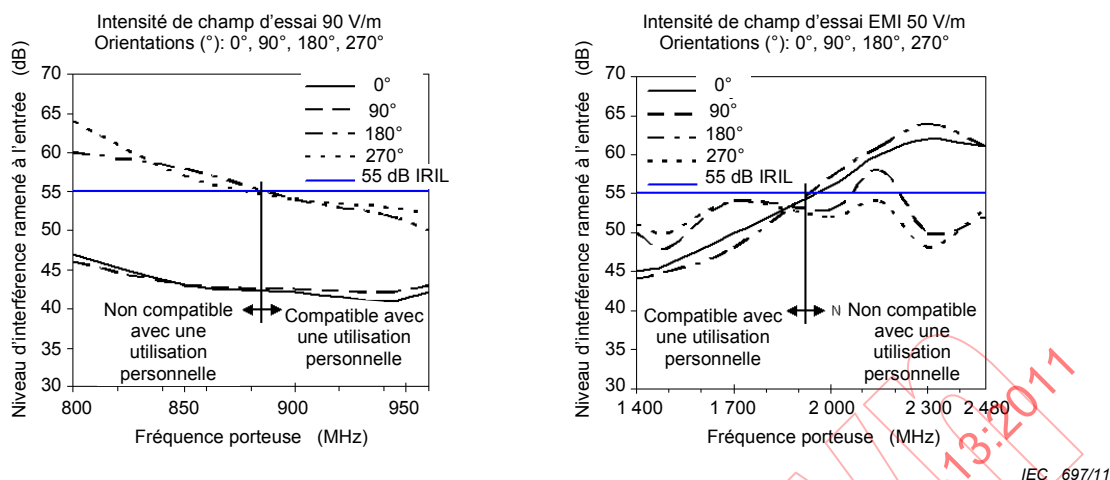


Figure 4 – Exemples de détermination du niveau d'interférence ramené à l'entrée par essai d'immunité électromagnétique

5.7 Consigner les résultats en tant que niveaux d'interférence ramenés à l'entrée pour toutes les options d'entrée et pour toute la plage de fréquences porteuses, c'est-à-dire, si le niveau de pression acoustique correspondant au niveau d'interférence ramené à l'entrée est inférieur ou égal à 55 dB pour une intensité de champ de 90 V/m dans la plage de fréquences comprises entre 800 MHz et 960 MHz, pour le mode microphone, le résultat peut être consigné comme suit: appareil compatible avec une utilisation personnelle dans le mode microphone entre 800 MHz et 960 MHz.

La compatibilité avec une utilisation personnelle peut être consignée pour une plage de fréquences plus étroite que la plage complète des fréquences d'essai, c'est-à-dire: appareil compatible avec une utilisation personnelle entre 1 714 MHz et 1 856 MHz. En conséquence, la compatibilité avec une utilisation personnelle peut être déclarée pour les fréquences de certains réseaux numériques sans fil, par exemple, même si l'appareil de correction auditive n'est pas compatible avec une utilisation personnelle sur la plage complète des fréquences d'essai.

6 Incertitude de mesure

L'incertitude de mesure est composée de plusieurs composantes:

- l'incertitude provenant de l'équipement utilisé, tel que les générateurs, les sonomètres, les microphones de mesure, le coupleur, etc.;
- variance du couplage acoustique de l'appareil de correction auditive au coupleur par exemple celle liée au diamètre et à la longueur des tubes;
- reproductibilité de positionnement de l'appareil de correction auditive.

En prenant en compte ces composantes, l'incertitude de mesure peut être déterminée.

NOTE Dans les règles de l'art, on valide l'incertitude de mesure en comparant les résultats de mesure avec un laboratoire d'essai accrédité.

Les fabricants et les acheteurs, peuvent utiliser l'incertitude de manières différentes. Les fabricants doivent assurer que les résultats de leurs essais de production sont à l'intérieur des tolérances prescrites réduites de l'incertitude de mesure.

Les acheteurs peuvent baser leurs décisions sur les données nominales élargies de l'incertitude de mesure.

Annexe A (informative)

Principes d'établissement des méthodes d'essai, des critères de performance et des niveaux d'essai

A.1 Généralités

En 1994, l'Association des Fabricants européens d'Appareils auditifs (EHIMA⁹), a entrepris une série de mesures pour établir une base de mesure concernant les effets d'interférence et quantifier d'une limite réaliste d'immunité. Un travail similaire a été entrepris en Australie sensiblement à la même époque. Cette étude s'est concentrée sur la fourniture de bases de mesures et de spécifications concernant ce qui est actuellement désigné sous le nom de compatibilité avec la présence. A cette époque, la question de la compatibilité avec une utilisation personnelle et le besoin de la traiter était limitée par le manque de connaissances sur le sujet et la faible utilisation des appareils numériques sans fil dans la plupart des pays.

Cependant, la croissance rapide de l'utilisation des appareils numériques sans fil, produit un besoin urgent d'aborder la question d'un porteur d'appareil de correction auditive désirant utiliser un appareil numérique sans fil. Les travaux sur ce problème ont commencé en 1997 aux Etats-Unis et ont conduit à des propositions de méthodes de mesure concernant à la fois les appareils de correction auditive et les téléphones mobiles. La norme ANSI C63.19 [4] est le résultat de ces travaux; elle a donné l'impulsion à des travaux complémentaires en Europe pour évaluer les propositions.

A.2 Méthodes d'essai

Le projet EHIMA GSM a été organisé afin d'établir un environnement d'essai permettant de traiter les problèmes d'interférence. Le rapport final du projet [2] présente les résultats des phases de déroulement. Il comprend aussi les résultats d'autres recherches. Les parties pertinentes du projet sont résumées ci-dessous.

Cinq types d'appareils de correction auditive présentant différentes caractéristiques électroacoustiques ainsi que des niveaux et des spectres d'interférence différents ont été choisis pour une étude de laboratoire. Le niveau d'interférence global ramené à l'entrée (OIRIL¹⁰), donné sous forme de niveau de pression acoustique exprimé en décibels, a été choisi pour caractériser le niveau d'interférence des appareils de correction auditive.

Les appareils de correction auditive examinés ont été d'abord soumis acoustiquement à l'essai, conformément à la CEI 60118-0. Afin de permettre de retirer du champ radioélectrique le simulateur d'oreille comportant des parties métalliques, le couplage acoustique entre l'appareil de correction auditive et le simulateur d'oreille a été modifié en utilisant un tube de 500 mm de longueur. Des variations relativement importantes dans l'effet acoustique apporté par cette modification ont été observées. Cela signifie qu'il convient de mesurer individuellement le gain de chaque appareil de correction auditive soumis à l'essai prévu pour déterminer le niveau d'interférence global ramené à l'entrée.

Les appareils de correction auditive disposés dans une salle anéchoïque pour les champs radioélectriques placés dans une position correspondant à une utilisation normale ont ensuite été soumis à un champ radioélectrique GSM simulé. Un signal d'essai ayant une valeur de crête égale à 10 V/m a été utilisé. Ceci correspond à un appareil numérique sans fil ayant une

⁹ EHIMA = *European Hearing Instrument Manufacturers Association*

¹⁰ OIRIL = *Overall Input Related Interference Level*