

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Electroacoustics – Hearing aids –

Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids

Électroacoustique – Appareils de correction auditive –

Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2015



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2015 IEC, Geneva, Switzerland

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

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

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

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

About the IEC

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

About IEC publications

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

IEC Catalogue - webstore.iec.ch/catalogue

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

IEC publications search - www.iec.ch/searchpub

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

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

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

IEC Glossary - std.iec.ch/glossary

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

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

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

A propos de l'IEC

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

A propos des publications IEC

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

Catalogue IEC - webstore.iec.ch/catalogue

Application autonome pour consulter tous les renseignements bibliographiques sur les Normes internationales, 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 plus de 30 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 15 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

Glossaire IEC - std.iec.ch/glossary

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

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

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

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

**Electroacoustics – Hearing aids –
Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids**

**Électroacoustique – Appareils de correction auditive –
Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction
auditive**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-8322-2692-6

**Warning! Make sure that you obtained this publication from an authorized distributor.
Attention! Veuillez vous assurer que vous avez obtenu cette publication via un distributeur agréé.**

CONTENTS

FOREWORD.....	5
1 Scope.....	7
2 Normative references.....	7
3 Terms and definitions	8
4 General conditions.....	12
4.1 Acoustic test method	12
4.2 Acoustic coupler.....	13
4.3 Measurement frequency range	13
4.4 Reporting of data	13
5 Test enclosure and test equipment.....	13
5.1 General.....	13
5.2 Unwanted stimuli in the test enclosure	13
5.3 Sound source.....	13
5.4 Measurement system for the measurement of the sound pressure level and harmonic distortion produced by a hearing aid	14
5.5 Direct-current measuring system	14
5.6 Magnetic field source for ETLS and MASL measurements.....	15
6 Test conditions	15
6.1 General.....	15
6.2 Control of the sound field	16
6.3 Measurement configuration for directional hearing aids	17
6.4 Normal operating conditions for a hearing aid	18
6.4.1 General	18
6.4.2 Battery or supply voltage.....	18
6.4.3 Settings of controls	19
6.4.4 Ambient conditions.....	19
6.4.5 Sound outlet system.....	19
6.4.6 Accessories	20
7 Test procedures	20
7.1 Frequency response curves.....	20
7.2 OSPL90 frequency response curve.....	20
7.3 Full-on gain response curve	21
7.4 Basic frequency response curve	21
7.4.1 Test procedure.....	21
7.4.2 Frequency range.....	22
7.4.3 Reference test gain (RTG)	23
7.5 Total harmonic distortion	23
7.6 Equivalent input noise	23
7.7 Battery current	23
7.8 Measurements for hearing aids having induction pick-up coil.....	24
7.8.1 General	24
7.8.2 Equivalent test loop sensitivity (ETLS).....	24
7.8.3 Maximum HFA magneto-acoustical sensitivity level (HFA MASL) of induction pick-up coil.....	24
8 Characteristics of electrical input circuits for hearing aids	24
8.1 Electrical characteristics.....	24
8.1.1 General	24

8.1.2	Input impedance	25
8.1.3	Input sensitivity	25
8.2	Mechanical characteristics and electrical function of connector system for electrical input.....	25
9	Additional optional test procedures	25
9.1	General.....	25
9.2	Effects of tone control and gain control	25
9.2.1	Basic frequency response: effect of tone control	25
9.2.2	Frequency response: effect of gain control position.....	25
9.2.3	Characteristics of the gain control	26
9.3	Intermodulation distortion	26
9.4	Effects of variation of battery or supply voltage and internal resistance	26
9.4.1	Full-on gain.....	26
9.4.2	OSPL90	27
9.4.3	Total harmonic distortion	27
9.4.4	Total intermodulation distortion	27
9.5	Equivalent input noise in one-third-octave bands	27
9.6	Additional measurements for hearing aids having induction pick-up coil.....	30
9.6.1	General	30
9.6.2	Basic frequency response	30
9.6.3	Frequency response with full-on gain control setting	30
9.6.4	Effect of gain control position on frequency response.....	30
9.6.5	Harmonic distortion	31
9.7	Additional measurements for hearing aids having induction pick-up coil for use with a telephone	31
9.7.1	General	31
9.7.2	SPLITS response curve.....	32
9.7.3	HFA-SPLITS	32
9.7.4	Relative simulated equivalent telephone sensitivity (RSETS).....	32
9.8	Additional measurements applying to AGC hearing aids.....	33
9.8.1	General	33
9.8.2	Steady-state input-output characteristics	33
9.8.3	Dynamic AGC characteristics (attack and release time)	34
9.9	Additional optional measurements with ear simulator, according to IEC 60318-4.....	34
9.9.1	General	34
9.9.2	Output sound pressure level frequency response curve for an input sound pressure level of 90 dB	34
9.9.3	Full-on gain response curve	34
9.9.4	Basic frequency response curve	34
9.9.5	Presentation of data	34
10	Maximum permitted expanded uncertainty of measurements.....	34
	Bibliography	36
	Figure 1 – Example of test arrangement for behind-the-ear hearing aid	16
	Figure 2 – Example of test arrangement for in-the-ear hearing aid	17
	Figure 3 – Example of test arrangement for directional hearing aid	18
	Figure 4 – Example of OSPL90 curve and basic frequency response curve	21

Figure 5 – Example of determination of frequency range from basic frequency response curve	22
Figure 6 – Example of hearing aid acoustic gain	28
Figure 7 – Example of hearing aid output noise and test equipment noise	29
Figure 8 – Hearing aid equivalent input noise and ambient noise	29
Figure 9 – Telephone magnetic field simulator (TMFS)	31
Figure 10 – Example of hearing aids on TMFS for SPLITS test	32
Figure 11 – Example of a steady-state input-output characteristic	33
Table 1 – Resistors and open circuit voltages for zinc-air battery simulators.....	19
Table 2 – Distortion test frequencies and input sound pressure levels	23
Table 3 – Values of $U_{\max}$ for basic measurements.....	35

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2015

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**ELECTROACOUSTICS –
HEARING AIDS –****Part 0: Measurement of the performance
characteristics of hearing aids****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 60118-0 has been prepared by IEC technical committee 29: Electroacoustics.

This third edition cancels and replaces the second edition published in 1983 and its Amendment 1:1994 as well as IEC 60118-1:1995, Amendment 1:1998, IEC 60118-2:1983, Amendment 1:1993, Amendment 2:1997 and IEC 60118-6:1999. This edition constitutes a technical revision.

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

- a) the use of an acoustic coupler according to IEC 60318-5;
- b) the addition of measurements for automatic gain control circuits, for induction pick-up coil inputs and for electrical inputs.

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

FDIS	Report on voting
29/867A/FDIS	29/874/RVD

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

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

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

Future standards in this series will carry the new general title as cited above. Titles of existing standards in this series will be updated at the time of the next edition.

The committee has decided that the contents of this publication will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC website 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.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2015

ELECTROACOUSTICS – HEARING AIDS –

Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids

1 Scope

This part of IEC 60118 gives recommendations for the measurement of the performance characteristics of air conduction hearing aids based on a free field technique and measured with an acoustic coupler.

This part of IEC 60118 is applicable to the measurement and evaluation of the electroacoustical characteristics of hearing aids, for example for type testing and manufacturer data sheets.

The test results obtained by the methods specified in this part of IEC 60118 will express the performance under conditions of the test and may deviate substantially from the performance of the hearing aid under actual conditions of use.

This part of IEC 60118 uses an acoustic coupler according to IEC 60318-5 which is only intended for loading a hearing aid with a specified acoustic impedance and is not intended to model the sound pressure in a person's ear. The use of this acoustic coupler will yield different results from those obtained using the occluded ear simulator of IEC 60318-4 as used in former editions of IEC 60118-0.

For the measurement of the performance characteristics of hearing aids for simulated *in situ* working conditions, IEC 60118-8 can be used. For measurement of hearing aids under typical user settings and using a speech-like signal, IEC 60118-15 can be used.

For the measurement of the performance characteristics of hearing aids for production, supply and delivery quality-assurance purposes, IEC 60118-7 can be used. The frequency range has been extended to 8 kHz in this part of IEC 60118 as opposed to 5 kHz in IEC 60118-7.

Though the number of measurements covered by this part of IEC 60118 is limited, it is not intended that all measurements described herein are mandatory.

In cases of custom-made in-the-ear instruments, the data supplied by the manufacturer applies only to the particular hearing aid being tested.

2 Normative references

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

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*

ISO 3, *Preferred numbers -- Series of preferred numbers*

3 Terms and definitions

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

3.1

hearing aid

wearable instrument intended to aid a person with impaired hearing

Note 1 to entry: A hearing aid usually consists of a microphone, amplifier, signal processor and earphone, powered by a low-voltage battery and possibly also containing an induction pick-up coil. It is fitted using audiometric and prescriptive methods.

Note 2 to entry: Hearing aids can be placed on the body (BW), behind the ear (BTE), in the ear (ITE) or in the canal (ITC).

3.2

SPL

sound pressure level

ten times the logarithm to the base 10 of the ratio of the square of the sound pressure, p , to the square of a reference value, p_0 , expressed in decibels, where the reference value, p_0 , is 20 μPa

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: ISO/TR 25417:2007, 2.2]

3.3

acoustic coupler

device for measuring the acoustic output of sound sources where the sound pressure is measured by a calibrated microphone coupled to the source by a cavity of predetermined shape and volume which does not necessarily approximate the acoustical impedance of the normal human ear

3.4

ear simulator

device for measuring the acoustic output of sound sources where the sound pressure is measured by a calibrated microphone coupled to the source so that the overall acoustic impedance of the device approximates that of the normal human ear at a given location and in a given frequency band

[SOURCE: IEC 60318-4:2010, 3.4]

3.5

input sound pressure level

sound pressure level at the hearing aid reference point

3.6

frequency response

sound pressure level measured in the acoustic coupler expressed as a function of frequency under specified test conditions

3.7

basic frequency response curve

frequency response curve obtained at RTS with an input sound pressure level of 60 dB

3.8

input-output characteristic

for a single frequency, a plot of the sound pressure level measured in the acoustic coupler on the ordinate, against the sound pressure level applied to the hearing aid on the abscissa, with equal decibel scale divisions on each axis

3.9**vertical reference**

line through or on a hearing aid which is vertical when the aid is positioned as worn on a head and torso simulator (as per Figure C.1 in IEC 60118-8:2005) or, in the case of custom-made hearing aids, as worn by a seated individual

3.10**reference point**

point on the hearing aid chosen for the purpose of defining its position

3.11**test point**

position in the test enclosure to which the measurements of the sound pressure level refer or at which the strength of the magnetic field is determined and at which the hearing aid reference point is located for test purposes

3.12**test space**

space which contains the test point where the hearing aid is placed for testing

3.13**HFA****high-frequency average**

average of gain or SPL in decibels at 1 000 Hz, 1 600 Hz and 2 500 Hz

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.2]

3.14**acoustic gain**

at each test frequency, the difference in decibels obtained by subtracting the input SPL from the SPL developed by the output from the hearing aid in the acoustic coupler

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.5, modified — "to the hearing aid microphone" has been deleted]

3.15**gain control**

manually or electronically operated control for the adjustment of overall gain

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.6]

3.16**OSPL90****output SPL for 90 dB input SPL**

SPL developed in the acoustic coupler with an input SPL of 90 dB with the gain control of the hearing aid full-on

Note 1 to entry: It is recognized that the maximum output level may occur with more, or occasionally with less, input SPL than 90 dB. However, the differences are usually small over the frequency range of interest and the single input SPL of 90 dB makes automatic recording of the OSPL90 curve very convenient.

Note 2 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.7]

3.17

HFA-OSPL90

high-frequency average OSPL90

high-frequency average of the OSPL90

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.8, modified — "SPL levels" has been deleted from the definition.]

3.18

HFA-FOG

high-frequency average full-on gain

HFA gain for an input SPL of 50 dB when the gain control of the hearing aid is at its full-on position

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.9]

3.19

RTS

reference test setting of the gain control

for an input SPL of 60 dB, the setting of the gain control required to produce an HFA-gain within $\pm 1,5$ dB of the HFA-OSPL90 minus 77 dB, or, if the full-on HFA gain for an input SPL of 60 dB is less than the HFA-OSPL90 minus 77 dB, the full-on setting of the gain control

Note 1 to entry: For most hearing aids, the use of an input SPL of 60 dB and a 17 dB difference from the OSPL90 helps to ensure that, for an overall speech level of 65 dB SPL, peaks do not exceed the OSPL90.

Note 2 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.10]

3.20

RTG

reference test gain

HFA gain for an input SPL of 60 dB with the gain control at RTS

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.11]

3.21

AGC

automatic gain control

means (other than peak clipping) by which the gain is automatically controlled as a function of the level of the signal being amplified

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.13]

3.22

AGC hearing aid

hearing aid incorporating automatic gain control (AGC)

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.14]

3.23**compression**

type of AGC in which an incremental change in input sound pressure level produces a smaller incremental change of output sound pressure level

3.24**expansion**

type of AGC in which an incremental change in input sound pressure level produces a larger incremental change of output sound pressure level

3.25**directional hearing aid**

hearing aid for which the gain is dependent on the direction of sound incidence when measured under free-field conditions

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.15]

3.26**non-directional hearing aid**

hearing aid for which the gain is independent of the direction of sound incidence when measured under free-field conditions

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.16]

3.27**supply voltage**

voltage at the battery terminals of the hearing aid with the hearing aid switched on

3.28**magneto-acoustical sensitivity**

at a specified frequency and under essentially linear input/output conditions, the quotient of the sound pressure in pascals (Pa) produced by the hearing aid in the acoustic coupler and the magnetic field strength in milliamperes per metre (mA/m) at the test point

3.29**MASL****magneto-acoustical sensitivity level**

twenty times the logarithm to the base 10 of the ratio of the magneto-acoustical sensitivity to the reference sensitivity 20 Pa/(1 mA/m)

Note 1 to entry: MASL is expressed in decibels.

Note 2 to entry: This note applies to the French language only.

3.30**maximum magneto-acoustical sensitivity level**

maximum obtainable MASL, allowing all possible settings of the hearing aid controls

3.31**SPLIV****SPL in a vertical magnetic field**

SPL developed in the acoustic coupler with the gain control at RTS when the input is –30 dB re 1 A/m (= 31,6 mA/m) sinusoidal alternating magnetic field parallel to the vertical reference with T-programme selected

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

3.32

HFA-SPLIV

high frequency average SPL in a vertical magnetic field

high-frequency average of the SPLIV levels

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

3.33

ETLS

equivalent test loop sensitivity

difference in decibels obtained by subtracting the RTG + 60 dB from the HFA-SPLIV

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.19, modified — In the definition, "HFA-SPLI" has been replaced by "HFA-SPLIV".]

3.34

SPLITS

SPL for an inductive telephone simulator

SPL developed in the coupler by a hearing aid with the gain control in the RTS when the input is the magnetic field generated by a telephone magnetic field simulator

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

3.35

HFA-SPLITS

high frequency average (HFA) SPL for an inductive telephone simulator

high-frequency average of the SPLITS values

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

3.36

RSETS

relative simulated equivalent telephone sensitivity

difference in decibels obtained by subtracting the RTG + 60 dB SPL from the HFA-SPLITS

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

3.37

TMFS

telephone magnetic field simulator

device for producing a magnetic field of consistent level and geometric shape when driven by a current of $I = 6/N$ mA, where N is the number of coil turns

Note 1 to entry: This note applies to the French language only.

4 General conditions

4.1 Acoustic test method

The preferred acoustic test procedure is based on a method of measurement in which the sound pressure level at the hearing aid reference point is kept constant to simulate free field conditions. This is accomplished in a test enclosure or acoustic test box by the use of a pressure-calibrated control microphone, on the assumption that the sound field is homogeneous around the reference point of the hearing aid.

This method is designated "constant entrance sound pressure method" or shortened "pressure method" throughout this part of IEC 60118.

As an alternative to the pressure method, storage of a test enclosure frequency response correction curve may be used. This method is designated “substitution method”.

For testing directional hearing aids, manufacturer and purchaser should use acoustic test boxes of the same make and type to secure identical measurement conditions.

NOTE 1 The test results can differ substantially from those obtained under real free-field conditions, especially for body-worn types of hearing aids having the sound entry located on the surface of the outer housing where the housing may have physical dimensions comparable to the wavelength of the incident sound.

For measuring the variation of acoustical parameters of hearing aids as a function of the direction of sound incidence, plane progressive wave conditions (i.e. not having standing wave conditions) are required.

NOTE 2 Small acoustic test boxes in which progressive wave conditions are not present cannot therefore be used for this purpose.

NOTE 3 The results from testing directional hearing aids may not represent the true directional characteristics of the hearing aid.

4.2 Acoustic coupler

Measurements of the hearing aid performance characteristics are made using a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5.

NOTE The basic specifications of IEC 60318-5 are limited to the frequency range 125 Hz to 8 000 Hz.

For any type of air conduction hearing aids, sound leakage from the coupling tube shall be low enough not to affect the test result. One way of accomplishing this is to use a rigid tube. The dimensions of the tubing shall be maintained in accordance with IEC 60318-5.

4.3 Measurement frequency range

All measurements shall be made for a stated frequency range (also named bandwidth) of 200 Hz to 8 000 Hz.

4.4 Reporting of data

All data reported shall be clearly labelled: "According to IEC 60118-0:2015".

5 Test enclosure and test equipment

5.1 General

The conditions specified in 5.2 to 5.6 apply. Measurements shall be made at the ISO R40 preferred frequencies (1/40 decade or 1/12 octave) as specified in ISO 3 unless otherwise stated.

5.2 Unwanted stimuli in the test enclosure

Unwanted stimuli in the test enclosure, such as ambient noise, mechanical vibrations and electrical or magnetic stray fields shall be sufficiently low so as not to affect the test results by more than 0,5 dB. This can be verified if the output level of the hearing aid falls by at least 10 dB in each frequency analysis band, when the signal source is switched off.

5.3 Sound source

5.3.1 The sound source (pure-tone) shall be capable of producing at the test point the requisite sound pressure levels between 50 dB and 90 dB, with a minimum step size of 5 dB.

The level of the sound source shall be within $\pm 1,5$ dB of the indicated value over the frequency range from 200 Hz to 3 000 Hz, and within $\pm 2,5$ dB of the indicated value over the range from 3 000 Hz to 8 000 Hz.

If the calibration of the sound source depends on ambient conditions, corrections for such dependence shall be made when necessary.

5.3.2 The frequency of the sound source shall be within ± 2 % of the indicated value. The frequency interval between data points in frequency response curves shall not exceed one-twelfth octave or 100 Hz, whichever is greater.

5.3.3 For frequency response and full-on gain measurements, the total harmonic distortion of the sound source shall not exceed 1 % for a sound pressure level up to and including 70 dB and 2 % for a sound pressure level greater than 70 dB and up to and including 90 dB.

For harmonic distortion measurements, the total harmonic distortion of the sound source at the frequencies of the THD measurement shall not exceed 0,5 % up to and including a sound pressure level of 70 dB and 1 % for a sound pressure level greater than 70 dB and up to and including 90 dB.

5.4 Measurement system for the measurement of the sound pressure level and harmonic distortion produced by a hearing aid

The equipment for the measurement of the sound pressure level produced by the hearing aid shall fulfil the following requirements.

- a) The sound pressure level measurement system shall be accurate within $\pm 0,5$ dB at the frequency of calibration.
- b) The indication of sound pressure level relative to the indication at the frequency of calibration shall be measured with an expanded uncertainty of no more than ± 1 dB in the range from 200 Hz to 5 000 Hz and within ± 2 dB in the range from 5 000 Hz to 8 000 Hz.
If, under certain conditions, it is necessary to use a selective measuring system in order to ensure that the response of the hearing aid to the signal can be differentiated from inherent noise in the hearing aid, the use of the selective system shall be stated in the test report.
- c) The total harmonic distortion in the measuring equipment shall be less than 1 % for sound pressure levels up to 130 dB and less than 2 % for levels above, up to and including 145 dB.

5.5 Direct-current measuring system

The direct-current measuring system shall have the following characteristics:

- a) a tolerance of ± 5 % at the value of current measured;
- b) direct-current voltage drop across current-measuring device ≤ 50 mV;
- c) an impedance not exceeding 1Ω over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz.

One method of realizing item c) above is to bypass the current meter with an 8 000 μ F capacitor. The capacitor should not shunt the battery or the power supply.

5.6 Magnetic field source for ETLS and MASL measurements

5.6.1 For the measurement of the equivalent test loop sensitivity (ETLS) and the magneto-acoustical sensitivity level (MASL), the magnetic field strength produced by the magnetic loop is computed from the geometry of the loop.

5.6.2 As the material and the construction of the power source may influence the results, the actual type of source should be stated.

NOTE 1 For example, the magnetic field strength in the centre of a square loop with a side of " a " metres and carrying a current of " i " amperes is given by:

$$H = \frac{2\sqrt{2}}{\pi} \frac{i}{a} \text{ A/m}$$

In the centre of a circular loop with a diameter of " d " in metres, carrying a current of " i " amperes, the magnetic field strength is given by:

$$H = \frac{i}{d} \text{ A/m}$$

NOTE 2 One way to secure essentially constant current conditions is to drive the magnetic field source from a device having a constant electromotive force and an internal impedance at least 100 times greater than the magnetic field source input impedance in the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz, which, in the case of a low impedance generator, can be accomplished by a resistor connected in series with the output of the generator.

5.6.3 The test space shall be remote from any field-disturbing iron or other ferromagnetic material or other material in which eddy currents can be induced that could give rise to a field disturbance.

5.6.4 The magnetic field source shall be provided with a calibration expressing the relationship between the magnetic field strength in amperes per metre at the test point and the input current in amperes.

5.6.5 The magnetic field source shall be of such shape and dimensions that inside a sphere of diameter 10 cm of which the centre is the test point, the deviation from nominal values in magnitude and direction is less than $\pm 5\%$ and $\pm 10^\circ$, respectively.

NOTE A square loop with a side length " a " greater than 0,5 m or a circular loop with a diameter " d " greater than 0,56 m will meet these specifications.

5.6.6 The total harmonic distortion of the magnetic field shall not exceed 1 %.

NOTE This condition will be met if the distortion of the input current is less than 1 %.

5.6.7 The magnetic field strength at the test point shall be maintained within a tolerance of $\pm 20\%$ over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz.

6 Test conditions

6.1 General

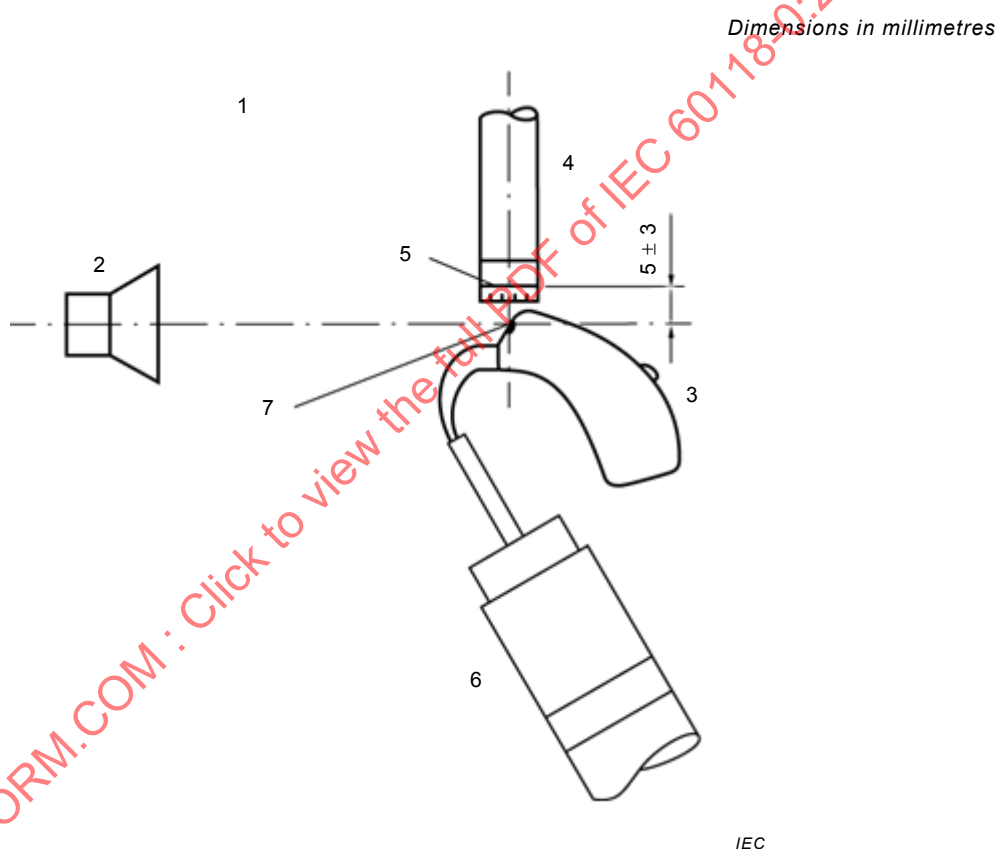
Procedures for controlling the sound field and establishing test conditions for the hearing aid are described below.

6.2 Control of the sound field

6.2.1 The hearing aid reference point is the midpoint of the hearing aid sound inlet port(s). The input SPL at the hearing aid reference point is kept constant:

- a) by means of a control microphone (pressure method – see 6.2.2);
- b) with electronic data storage (substitution method – see 6.2.3).

6.2.2 If the pressure method is used, the inlet to the control microphone shall be placed as close as possible to the hearing aid reference point without touching it. For a 15 mm or smaller diameter microphone, the distance from the centre of the diaphragm to the hearing aid reference point shall be $5 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$. The axis of the control microphone shall be orthogonal to the speaker axis and shall intersect it at the hearing aid reference point. A line through the hearing aid reference point shall coincide with the sound source axis. Figure 1 and Figure 2 show examples of test arrangements.

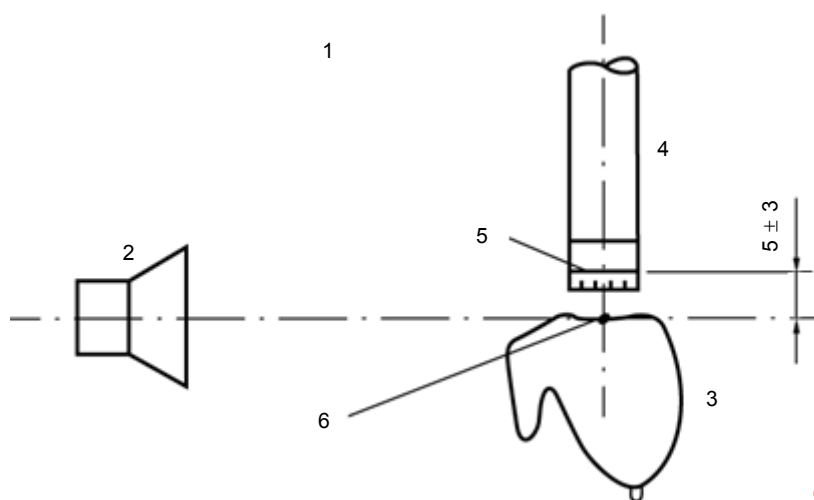


Key

- 1 Test space
- 2 Sound source
- 3 Hearing aid
- 4 Control microphone
- 5 Diaphragm
- 6 Acoustic coupler
- 7 Hearing aid reference point

Figure 1 – Example of test arrangement for behind-the-ear hearing aid

Dimensions in millimetres



IEC

Key

- 1 Test space
- 2 Sound source
- 3 Hearing aid
- 4 Control microphone
- 5 Diaphragm
- 6 Hearing aid reference point

Figure 2 – Example of test arrangement for in-the-ear hearing aid

6.2.3 An alternative method of keeping the sound pressure level constant, referred to as the substitution method, is to position the pressure-calibrated control microphone $5\text{ mm} \pm 3\text{ mm}$ from the hearing aid reference point and measure the SPL at discrete frequencies with the model of hearing aid to be tested in its test position. By suitable means, for instance digital equipment, store and subsequently reproduce the required voltages for constant SPL at the hearing aid reference point with either the control microphone still in place or a dummy simulating that microphone in the same place in order to fulfil pressure method conditions.

NOTE Methods of test that do not keep the control microphone or a dummy in place may give results that differ from those obtained using the methods in 6.2.2 and 6.2.3. Different results may also occur if the sound field is calibrated with a hearing aid other than the model under test in place.

6.2.4 For both methods mentioned above, the use of a 15 mm or smaller microphone is recommended. The diameter of the microphone actually used shall be stated.

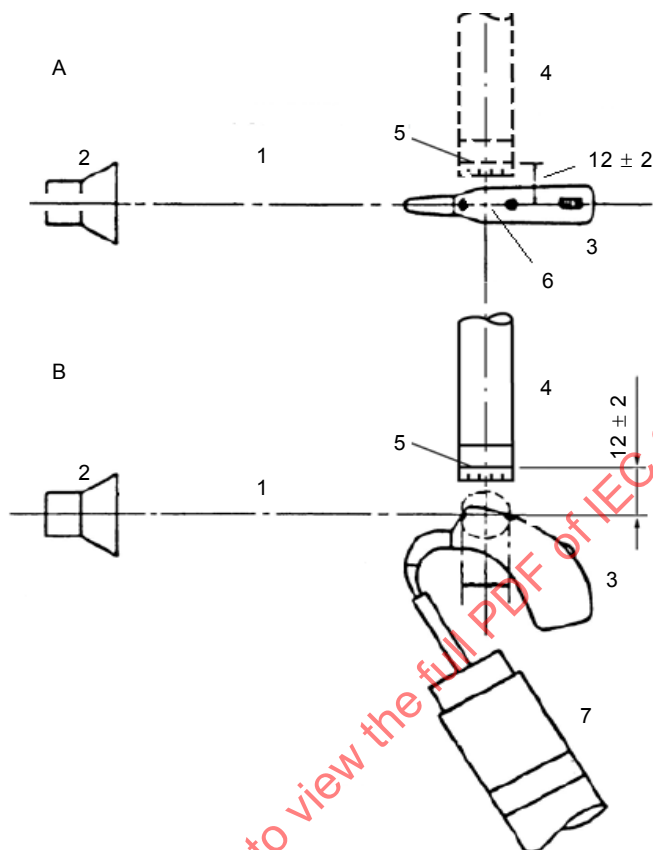
6.2.5 Care should be taken that neither the acoustic coupler nor the mechanical support for the hearing aid will appreciably disturb the sound field in the vicinity of the hearing aid at the test frequencies used, and they should not introduce spurious effects arising from mechanical resonances or mechanical vibrations, nor should they in any respect affect any mechanical or acoustical property of the hearing aid under test.

6.3 Measurement configuration for directional hearing aids

The measurement of directional hearing aids requires a special measurement configuration. The sound source should approximate a plane progressive wave. The midpoint of the hearing aid sound inlet port array is the hearing aid reference point. The diameter of the control microphone shall be 15 mm or smaller. The distance from the centre of the diaphragm to the reference point shall be $12\text{ mm} \pm 2\text{ mm}$. The axis of the control microphone shall be

orthogonal to the sound source axis and shall intersect at the hearing aid reference point (see Figure 3). A line through the front and rear sound inlet ports of the hearing aid shall coincide with the speaker axis. In the case of multiple front or rear entry ports, the line passes through the hearing aid reference point.

Dimensions in millimetres



IEC

Key

- | | | | |
|---|--------------|---|-----------------------------|
| A | Topview | 4 | Control microphone |
| B | Sideview | 5 | Diaphragm |
| 1 | Test space | 6 | Hearing aid reference point |
| 2 | Sound source | 7 | Acoustic coupler |
| 3 | Hearing aid | | |

Figure 3 – Example of test arrangement for directional hearing aid

6.4 Normal operating conditions for a hearing aid

6.4.1 General

The normal operating conditions apply for measurements where no other conditions are prescribed. The normal operating conditions are specified in 6.4.2 to 6.4.6.

6.4.2 Battery or supply voltage

Preferably a suitable power supply that simulates the voltage and internal impedance of real batteries should be used. Alternatively an actual battery of the type recommended by the manufacturer for use in the hearing aid may be employed.

The type of power source used and the open circuit voltage shall be stated. The open circuit voltage is the supply voltage with the hearing aid disconnected.

For the battery simulator, the open circuit voltages and series internal resistors given in Table 1 shall be used.

Table 1 – Resistors and open circuit voltages for zinc-air battery simulators

Battery type IEC/ANSI designation	Series resistor	Open circuit voltage
	Ω	V
PR521/5A	8,2	1,3
PR70/10A	6,2	1,3
PR41/312	6,2	1,3
PR48/13	6,2	1,3
PR44/675	3,3	1,3
Tolerance of open circuit voltage: $\pm 0,05$ V		
Tolerance of series resistor: ± 5 %		

6.4.3 Settings of controls

The manufacturer shall specify the full on gain (FOG) settings used for testing by providing test settings, a set of programmed settings or by reference to physical control settings. The manufacturer shall also specify the means to obtain RTS.

The hearing aid shall be set to have the widest available frequency response range, the greatest available HFA-OSPL90 and, if possible, the greatest HFA-FOG. Where possible, the AGC function of AGC hearing aids shall be set to have minimum effect for all tests except those of 9.8.2. For the tests of 9.8.2, the AGC function shall be set to have maximum effect. For the purposes of this part of IEC 60118, both compression and expansion shall be considered as a part of the AGC function.

Other adaptive features, such as some noise suppression, and feedback suppression systems etc., which may affect the validity of measurements made with steady-state pure-tone signals, should be disabled. The settings used for testing shall be specified by the manufacturer by providing either a test program, a set of programmed settings or by reference to physical control settings.

6.4.4 Ambient conditions

Actual conditions in the test space at the time of test should be within the following ranges, and shall be stated:

Temperature:	$23\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 5\text{ }^{\circ}\text{C}$
Relative humidity:	0 % to 80 %
Atmospheric pressure:	$101,3^{+5}_{-20}$ kPa

If other conditions apply, these conditions shall be stated. If the calibration of the measurement system depends on ambient conditions, corrections for such dependence shall be made.

6.4.5 Sound outlet system

For acoustic connection to the coupler for the different hearing aid sound outlet systems such as insert earphones, ear-hook type or sound tubing, IEC 60318-5 applies.

The sound outlet system used shall be stated.

6.4.6 Accessories

For accessories used in connection with the hearing aid, the particular accessories shall be stated.

7 Test procedures

7.1 Frequency response curves

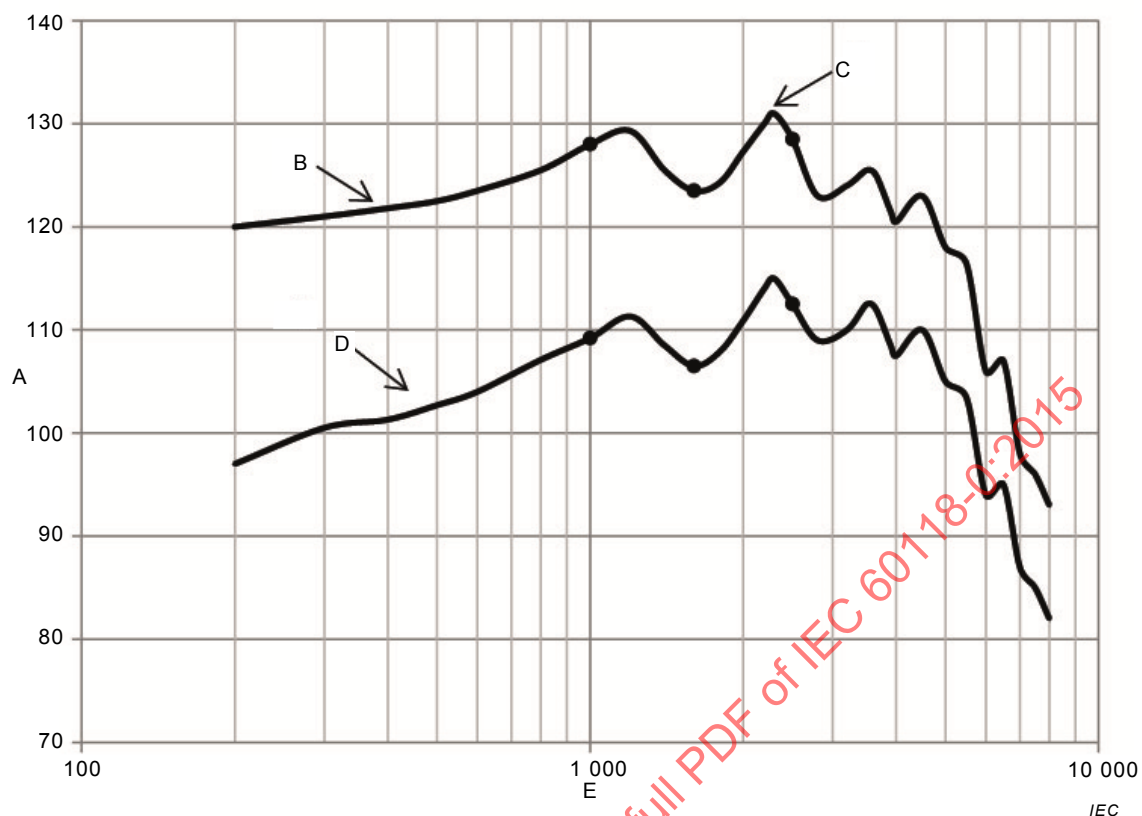
All published curves showing variation of a parameter with frequency shall be plotted on a grid having a linear decibel ordinate scale and a logarithmic frequency abscissa scale with the length of one decade on the abscissa equal to the length of $50 \text{ dB} \pm 2 \text{ dB}$ on the ordinate.

7.2 OSPL90 frequency response curve

The test procedure for the output sound pressure level frequency response curve for an input sound pressure level of 90 dB (OSPL90 frequency response curve) is as follows.

- a) Program and or set the gain control to full-on and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Keeping the input sound pressure level constant at 90 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz. Measure and record the OSPL90 frequency response curve so obtained.
- c) Obtain from the above data the maximum OSPL90 and the HFA-OSPL90 output values (Figure 4).

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2015

**Key**

- A Hearing aid output (SPL, in decibels)
- B OSPL90 curve
- C Maximum OSPL90
- D Basic frequency response curve
- E Frequency (in hertz)

Figure 4 – Example of OSPL90 curve and basic frequency response curve

7.3 Full-on gain response curve

The test procedure is as follows:

- a) Program and or set the gain control full-on and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Keeping the input sound pressure level constant at 50 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz. Measure and record the full-on gain frequency response curve so obtained.
- c) The full-on gain is recorded as the difference obtained by subtracting 50 dB from the acoustic coupler SPL versus frequency.
- d) Obtain from above data the maximum full-on gain and the HFA-FOG.

7.4 Basic frequency response curve

7.4.1 Test procedure

The test procedure is as follows.

- a) Program and or set the gain control to the RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Keeping the input sound pressure level constant at 60 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz. Measure and record the basic frequency response curve so obtained (Figure 5).

- c) Optionally, repeat the measurement and recording for such other values of the input sound pressure level as will adequately show the behavior of the hearing aid at various input levels.

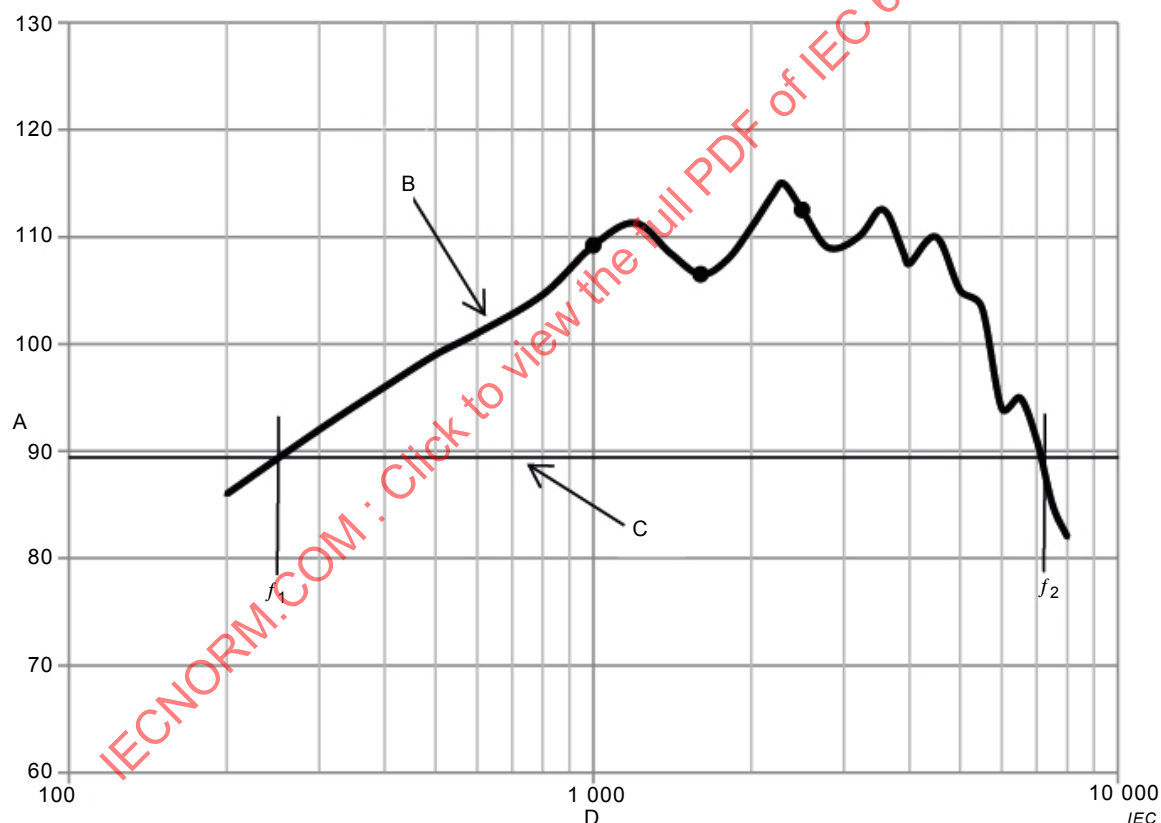
For hearing aids with directional microphones, the measurement can be made at a number of stated orientations relative to the orientation described in 6.3.

7.4.2 Frequency range

The test procedure is as follows.

- Obtain from the above measurement the HFA output level.
- Determine the lowest (f_1) and highest (f_2) frequencies at which the frequency response curve has the value of HFA output level minus 20 dB (see Figure 5).
- The frequency range is assigned to be from f_1 to f_2 .

If f_1 and f_2 cannot be determined because they would fall outside the frequency range, they can be shown as < 200 Hz and > 8 000 Hz.



Key

- A Hearing aid output (SPL, in decibels)
- B Basic frequency response curve
- C HFA minus 20 dB level
- D Frequency (in hertz)

Figure 5 – Example of determination of frequency range from basic frequency response curve

7.4.3 Reference test gain (RTG)

Report the reference test gain as the HFA gain with the gain control at RTS and an input SPL of 60 dB. The reference test gain shall be stated for information purposes only.

7.5 Total harmonic distortion

The test procedure is as follows.

- a) Program and or set the gain control to the RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Measure and state total harmonic distortion in percent at the frequencies and levels as outlined in Table 2 (the frequencies actually used shall be stated).
- c) If the specified frequency response curve rises 12 dB or more between any distortion test frequency and its second harmonic, distortion tests at that frequency may be omitted.

NOTE Care should be taken when measuring the total harmonic distortion, because errors can be caused by spurious signals, for example noise and hum.

Table 2 – Distortion test frequencies and input sound pressure levels

Distortion test frequency	Input SPL
500 Hz	70 dB
800 Hz	70 dB
1 600 Hz	65 dB
3 200 Hz	60 dB

7.6 Equivalent input noise

The broadband equivalent input noise is measured as follows.

- a) With the sound source switched off, the sound pressure level of the ambient noise in the test space at the hearing aid reference point is measured using a measurement bandwidth of 200 Hz to 8 000 Hz and an averaging time of at least 0,5 s. The ambient noise in the test space shall be at least 10 dB below the equivalent input noise level as calculated in f).
- b) Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- c) Determine the HFA gain for an input SPL of 50 dB.
- d) Switch off the input sound source.
- e) Measure the total steady-state output noise sound pressure level using a measurement bandwidth of 200 Hz to 8 000 Hz and an averaging time of at least 0,5 s. To determine that the test equipment noise is adequately low, the measured noise should decrease by at least 10 dB when the hearing aid is turned off.
- f) Calculate the equivalent input noise level according to the following formula:

$$\text{equivalent input noise level} = (\text{total output noise SPL}) - (\text{HFA output gain for an input SPL of 50 dB})$$

If low-level expansion is active in the hearing aid during the measurement, this condition shall be stated by the manufacturer.

7.7 Battery current

Program and/or set the gain control to the RTS and set other controls as stated in 6.4.3. Measure the current with an input sound pressure level of 65 dB at 1 000 Hz. The current measurement system shall conform to 5.5.

7.8 Measurements for hearing aids having induction pick-up coil

7.8.1 General

In order for the user of the hearing aid to be able to switch from the microphone input of the hearing aid to the induction pick-up coil position without significant changes of loudness, the sensitivity of the induction pick-up shall be measured. The frequency response curves measured acoustically and magnetically can differ significantly because of the differing input transducers, but in most cases they should not intentionally differ.

For testing a hearing aid with pick-up coil for use with a magnetic loop, the equivalent test loop sensitivity (ETLS) and the maximum HFA magneto-acoustical sensitivity level (HFA MASL) can be measured.

The vertical reference shall be specified by the manufacturer or estimated from an inspection of the hearing aid.

7.8.2 Equivalent test loop sensitivity (ETLS)

The test procedure is as follows:

- Create a vertical magnetic field parallel to the vertical reference. The hearing aid shall be positioned such that the hearing aid reference point is at the test point as described in 5.6.5. The orientation shall be reported.
- Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- Program and/or set the hearing aid to the "T" (telecoil) mode.
- For a magnetic field strength of 31,6 mA/m and the input selector of the hearing aid in T-position, measure and calculate the HFA-SPLIV.
- Calculate the equivalent test loop sensitivity (ETLS) as the HFA-SPLIV minus (RTG + 60 dB).

7.8.3 Maximum HFA magneto-acoustical sensitivity level (HFA MASL) of induction pick-up coil

The test procedure is as follows:

- Create a vertical magnetic field parallel to the vertical reference. The hearing aid shall be positioned such that the hearing aid reference point is at the test point as described in 5.6.5. The orientation shall be reported.
- Program and/or set the gain control full-on and set other controls as stated in 6.4.3.
- Program and/or set the hearing aid to the "T" (telecoil) mode.
- Adjust the magnetic field strength to –40 dB re 1 A/m (= 10 mA/m).
- Determine the HFA output SPL.
- Calculate the maximum HFA magneto-acoustical sensitivity level HFA MASL, according to the following formula:

$$\text{HFA MASL} = \text{output SPL} - 20 \lg [H/(1 \text{ mA/m})] \text{ dB}$$

where H is the magnetic field strength at the test point in milliamperes per metre.

8 Characteristics of electrical input circuits for hearing aids

8.1 Electrical characteristics

8.1.1 General

In order for the user of the hearing aid to be able to switch from the microphone input of the hearing aid to a source connected to the electrical input without significant changes of

loudness, the sensitivities of the electrical input and the microphone shall match each other properly.

8.1.2 Input impedance

The modulus of the impedance at the signal input terminal shall be at least 2 000 Ω in the frequency range 200 Hz to 10 kHz and shall be specified by the manufacturer.

8.1.3 Input sensitivity

The input sensitivity is the signal level at the electrical input terminal which results in the same HFA output as produced by an input sound pressure level to the microphone relative to 20 μ Pa of 70 dB.

The nominal input sensitivity relative to 1 V shall be $-54 \text{ dB} \pm 6 \text{ dB}$. The manufacturer shall state the tolerance of their nominal value.

The signal input terminal shall be designed to withstand a d.c. voltage of at least 1,5 V and an a.c. voltage of at least 1,0 V (r.m.s. value).

8.2 Mechanical characteristics and electrical function of connector system for electrical input

It is recommended to use one of the three-terminal connector systems (the three-terminal polarized plug or the three-terminal circular connector system) specified in IEC 60118-12.

The pins of the three-terminal polarized plug shall have the following electrical functions: thick pin – common; mid pin – supply voltage (if used); third pin – signal.

The pins of the three-terminal circular connector system shall have the following electrical functions: pin 1 – common; pin 2 – supply voltage (if any); pin 3 – signal.

9 Additional optional test procedures

9.1 General

For measuring additional hearing aid functions optional measurements can be made.

9.2 Effects of tone control and gain control

9.2.1 Basic frequency response: effect of tone control

The test procedure is as follows.

- Program and/or set the tone control to the required setting.
- Program and/or set the gain control to the RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- Keeping the input sound pressure level constant at 60 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz. Measure and record the basic frequency response curve so obtained;
- Repeat the test in c) with the various tone control settings to be tested.

9.2.2 Frequency response: effect of gain control position

The test procedure is as follows.

- Proceed as stated in 7.4.1 a), b) and c).

- b) Program and/or set the gain control from the full-on position downward in approximately 10 dB steps at 1 600 Hz.
- c) Keeping the input sound pressure level constant at 60 dB, vary the frequency of the sound source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz. Measure and record the frequency response curve so obtained.
- d) Repeat the test in c) with the various gain control settings to be tested.

9.2.3 Characteristics of the gain control

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the gain control full on, and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Adjust the input SPL to 60 dB.
- c) Adjust the frequency to 1 600 Hz.
- d) Determine the acoustic gain.
- e) Repeat the test with a sufficient number of gain control settings to cover its full range.
- f) Plot the acoustic gain relative to the full-on gain versus settings of the gain control, using a linear scale for the position of the gain control.

9.3 Intermodulation distortion

The difference frequency distortion is measured using an input signal composed of two sinusoidal signals f_1 and f_2 having amplitudes within 1.5 dB of each other, f_2 being higher in frequency than f_1 . The levels of the second order ($f_2 - f_1$) and the third order ($2f_1 - f_2$) distortion products shall be measured and expressed as percentage of decibels referred to the output level of f_2 . Higher order components may also be measured.

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Select a suitable number of frequencies f_2 in the range 350 Hz to 8 000 Hz.
- c) Adjust frequency f_1 such that $f_2 - f_1 = 125$ Hz.
- d) Adjust the levels of f_1 and f_2 for a total level of 64 dB SPL (i.e., each tone is set to 61 dB SPL).
- e) Measure the sound pressure levels at $f_2 - f_1$ and $2f_1 - f_2$ with a suitable filter. The output level of the filter should decrease by at least 10 dB when signal f_2 is switched off. The bandwidth of the filter should be stated.
- f) Plot the difference frequency output distortion products as a function of f_2 .

9.4 Effects of variation of battery or supply voltage and internal resistance

9.4.1 Full-on gain

The test procedure is as follows:

- a) Program and/or set the gain control full-on and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Adjust the frequency to 1 600 Hz.
- c) Adjust the input SPL to 50 dB.
- d) Determine the acoustic gain.
- e) Repeat the test for various values of the supply voltage within the specified voltage range for normal operation of the battery.
- f) Plot the acoustic gain relative to the full-on gain obtained at normal battery voltage versus voltage.
- g) Repeat the test at a constant supply voltage for various values of the internal resistance within the resistance range of interest for the battery recommended for the hearing aid.

- h) Plot the acoustic gain relative to the gain obtained at normal internal resistance versus internal resistance.

9.4.2 OSPL90

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the gain control to full-on and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Adjust the frequency to 1 600 Hz.
- c) Adjust the input SPL to 90 dB.
- d) Measure the OSPL90.
- e) Repeat the test for various values of the supply voltage within the voltage range of the hearing aid.
- f) Plot the OSPL90 values relative to the value obtained at normal battery voltage, versus voltage.
- g) Repeat the test at a constant supply voltage for various values of the internal resistance within the resistance range of interest for the battery recommended for the hearing aid.
- h) Plot the OSPL90 values relative to the value obtained at normal internal resistance versus internal resistance.

9.4.3 Total harmonic distortion

Repeat the procedure described in 7.5 using appropriate battery or supply voltages within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

Repeat the procedure described in 7.5 using various values of the internal resistance within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

9.4.4 Total intermodulation distortion

Repeat the procedure described in 9.3 using appropriate battery or supply voltages within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

Repeat the procedure described in 9.3 using various values of the internal resistance within a range as stated by the hearing aid manufacturer.

9.5 Equivalent input noise in one-third-octave bands

The equivalent input noise measured as a function of frequency in the range of measurement 200 Hz to 8 000 Hz is measured in one-third-octave bands by the test procedure as follows.

- a) With the sound source switched off, the sound pressure level of the ambient noise in the test space at the hearing aid reference point is measured in one-third-octave bands with centre frequencies in the range of measurement. The ambient noise in the test space shall be at least 10 dB below the equivalent input noise level as calculated in g) in each third-octave band. An example is shown in Figure 8.
- b) With the hearing aid and the sound source switched off, the spectrum of the test equipment noise is measured in one-third-octave bands with centre frequencies in the range of measurement. The test equipment noise shall be at least 10 dB below the output noise level as measured in f). An example is shown in Figure 7.
- c) Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- d) Determine the acoustic gain for pure-tones as the difference between the output and input sound pressure levels at the centre frequencies of the one-third-octave filters in the range of measurement for an input sound pressure level of 50 dB. An example is shown in Figure 6.
- e) Switch off the input sound source.

- f) Measure the hearing aid output noise sound pressure level for one-third-octave bands with centre frequencies in the range of measurement. An example is shown in Figure 7.
- g) Calculate the equivalent input noise level for each one-third-octave band according to the following formula:

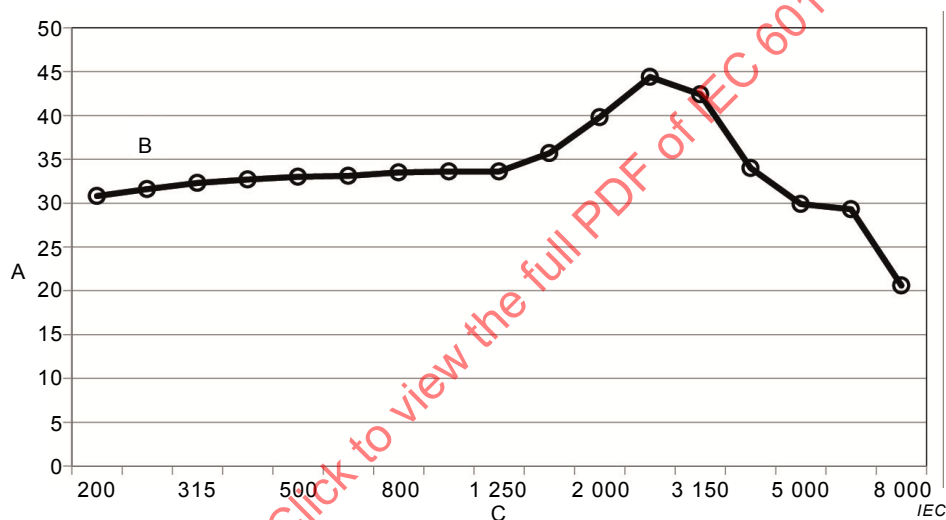
equivalent input noise per one-third-octave band = (output noise level measured in f) minus (pure-tone gain measured in d).

An example is shown in Figure 8.

Results for which the test equipment noise measured in b) is not 10 dB or more below the output noise measured in f) and/or the ambient noise measured in a) is not 10 dB or more below the equivalent input noise calculated in g) should be removed or be marked as invalid.

Measurements in a), b), d) and f) may be carried out by continuous recording.

If low-level expansion is active in the hearing aid during the measurement, this condition shall be stated by the manufacturer.



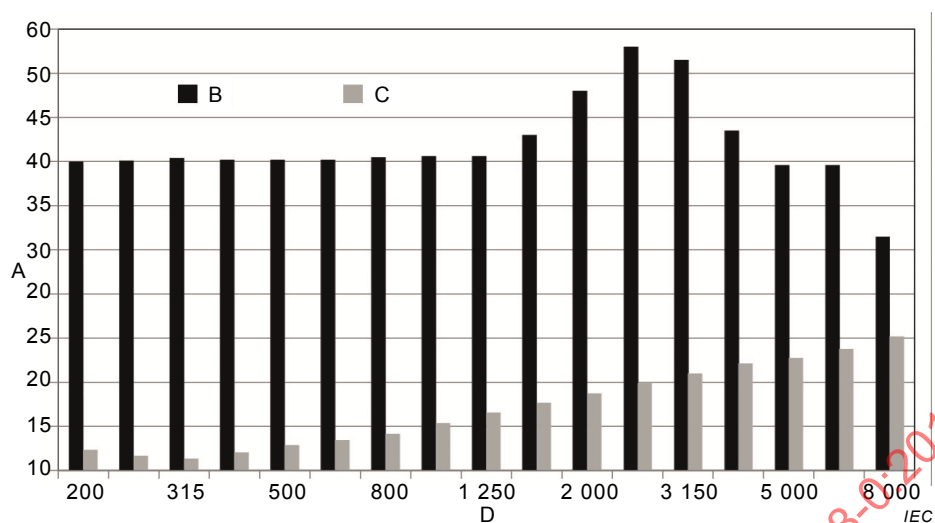
Key

A Gain (in decibels)

B Hearing aid gain

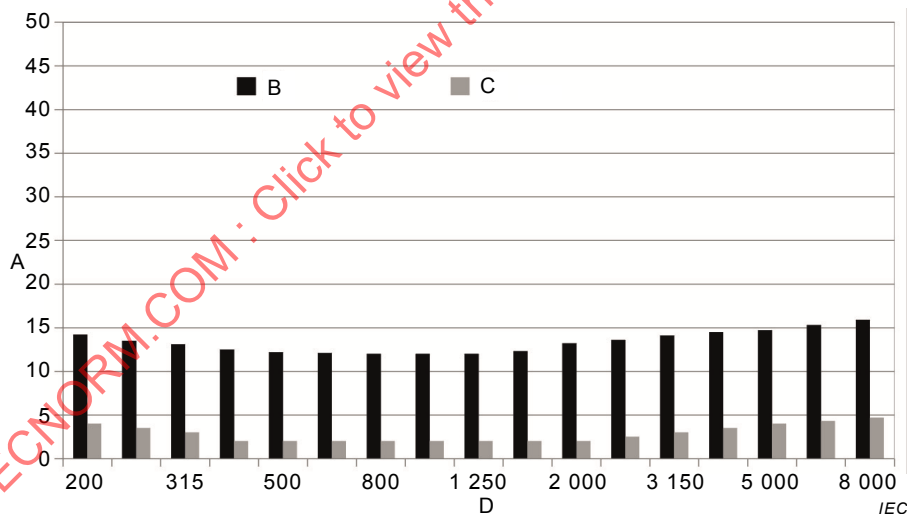
C One-third-octave-band centre frequency (in hertz)

Figure 6 – Example of hearing aid acoustic gain

**Key**

- A Noise (SPL, in decibels)
- B Hearing aid output noise
- C Test equipment noise
- D One-third-octave-band centre frequency (in hertz)

Figure 7 – Example of hearing aid output noise and test equipment noise

**Key**

- A Noise (SPL, in decibels)
- B Hearing aid equivalent input noise
- C Ambient noise
- D One-third-octave-band centre frequency (in hertz)

Figure 8 – Hearing aid equivalent input noise and ambient noise

9.6 Additional measurements for hearing aids having induction pick-up coil

9.6.1 General

All measurements shall be made in a vertical magnetic field generated by a magnetic loop with the hearing aid placed as normally worn on the ear. The hearing aid shall be positioned such that the hearing aid reference point is at the test point as described in 5.6.5. The orientation shall be reported.

9.6.2 Basic frequency response

The test procedure is as follows.

- a) Adjust the magnetic field strength at the test point to $31,6 \text{ mA/m} \pm 5 \%$ at 1 600 Hz.
- b) Program and/or set the gain control to the RTS. Set other controls to the positions used for the acoustic measurements of the basic frequency response.
- c) Vary the frequency of the source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz, keeping the magnetic field strength constant at $31,6 \text{ mA/m}$.
- d) For continuous recording, the sweep rate shall be such that the response does not differ by more than 1,0 dB from the steady-state value at any frequency.
- e) The frequency response is plotted as the acoustic coupler SPL versus frequency.

9.6.3 Frequency response with full-on gain control setting

The purpose of this test is to determine the frequency response with induction pick-up coil input at full-on gain control setting. The input magnetic field strength shall be sufficiently low to ensure essentially linear input-output conditions.

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the gain control full-on and set other controls, if any, in such a position that maximum gain is obtained.
- b) Adjust the magnetic field strength at the test point to $10 \text{ mA/m} \pm 5 \%$ at 1 600 Hz.
- c) Vary the frequency of the source over the frequency range 200 Hz to 8 000 Hz, keeping the magnetic field strength constant.
- d) The frequency response curve is plotted as the acoustic coupler SPL versus frequency. The magnetic input field strength shall be stated.

9.6.4 Effect of gain control position on frequency response

The purpose of this test is to show the effect, if any, of the gain control position on the frequency response curve with induction pick-up coil input.

NOTE This test is particularly useful at high gain control settings to detect tendencies to internal magnetic inductive feed-back in hearing aids equipped with induction pick-up coil.

The test procedure is as follows.

- a) Proceed as in a), b) and c) of 9.6.3.
- b) Program and/or set the gain control from a full-on position downwards in approximately 10 dB steps at 1 600 Hz.
- c) At each setting of the gain control, vary the frequency over the range 200 Hz to 8 000 Hz, keeping the magnetic field strength constant.
- d) The frequency responses at each gain control setting should be plotted as the SPL of the acoustic coupler versus frequency.

9.6.5 Harmonic distortion

The test procedure is as follows.

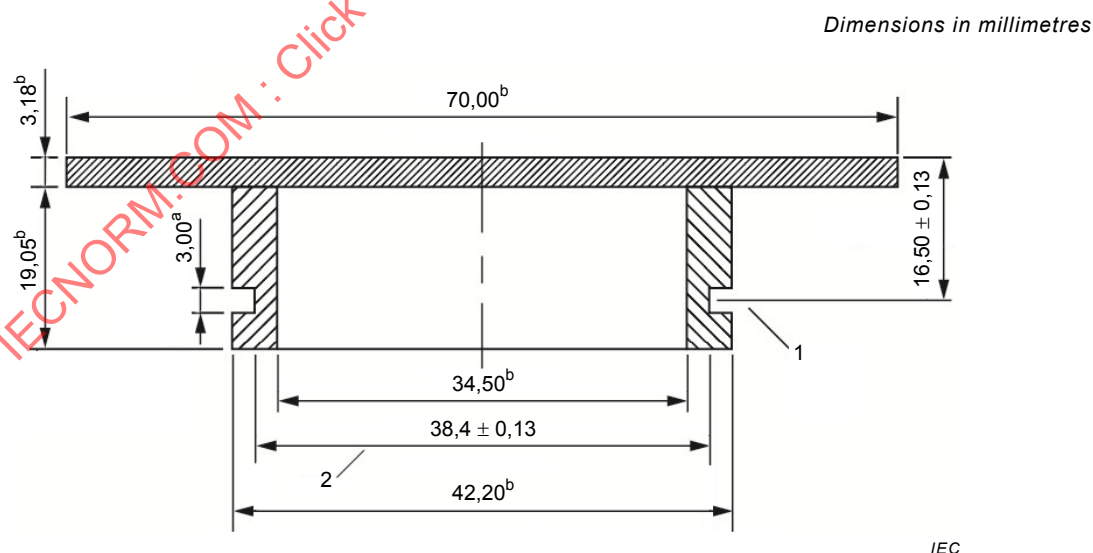
- a) Program and/or set the controls of the hearing aid in the same way as in 9.6.2 b). Apply a magnetic input field strength of 100 mA/m at 1 600 Hz and measure the output sound pressure level. In case this output level differs from the level measured under otherwise identical conditions with an acoustic input sound pressure level of 70 dB, the gain of the hearing aid shall be re-adjusted so that the output level with magnetic input is the same as with an acoustic input sound pressure level of 70 dB. If the gain available will not permit this, the full-on gain position should be used.
- b) Vary the frequency of the source over the frequency range 200 Hz to 5 000 Hz and analyse the output signal for levels at the harmonic frequencies nf or record the total harmonic distortion. The bandwidth of the filter should be stated. For continuous recording the sweep rate shall be such that the response does not differ by more than 1 dB from the steady-state value at any frequency. In the event that the basic frequency response curve rises by 12 dB or more between any test frequency and its second harmonic, distortion tests at that frequency may be omitted;
- c) If required, repeat the procedure described in b) with other magnetic input field strengths. Plot the harmonic distortion versus the frequency of the source and/or versus the magnetic field strength.

9.7 Additional measurements for hearing aids having induction pick-up coil for use with a telephone

9.7.1 General

For testing a hearing aid with pick-up coil for use with a telephone, a telephone magnetic field simulator (TMFS) can be used to measure the SPLITS response curve, the HFA-SPLITS and the relative simulated equivalent telephone sensitivity (RSETS). The telephone magnetic field simulator (TMFS) is shown in Figure 9.

NOTE The suggested number of coil turns of the TMFS is 10 turns.



IEC

Key

- 1 Midpoint of coil thickness
- 2 Centre-to-centre diameter of coil
- ^a Chosen to accommodate the number of turns and wire size.
- ^b Not critical (example only).

Figure 9 – Telephone magnetic field simulator (TMFS)

9.7.2 SPLITS response curve

The test procedure is as follows.

- a) Position the hearing aid on the test surface of the TMFS and orient it for maximum output, subject to the following constraints:
 - 1) a BTE hearing aid should lie as flat as possible on the test surface;
 - 2) the faceplate of an ITE or ITC hearing aid should be parallel to the test surface of the TMFS and as close as possible to it.

See Figure 10.

- b) Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- c) Program and/or set the hearing aid to the "T" (telecoil) mode.
- d) Adjust the current in the coil to a current of $6/N$ mA where N is the number of coil turns of the TMFS.
- e) Record the SPLITS response curve expressed as the coupler SPL as a function of frequency in the range 200 Hz to 8 000 Hz.

For a BTE hearing aid, the values obtained may depend on which surface of the hearing aid is in contact with the test surface of the TMFS. In this case, the manufacturer should state for which ear the data apply and indicate the anticipated difference if worn on the opposite ear.

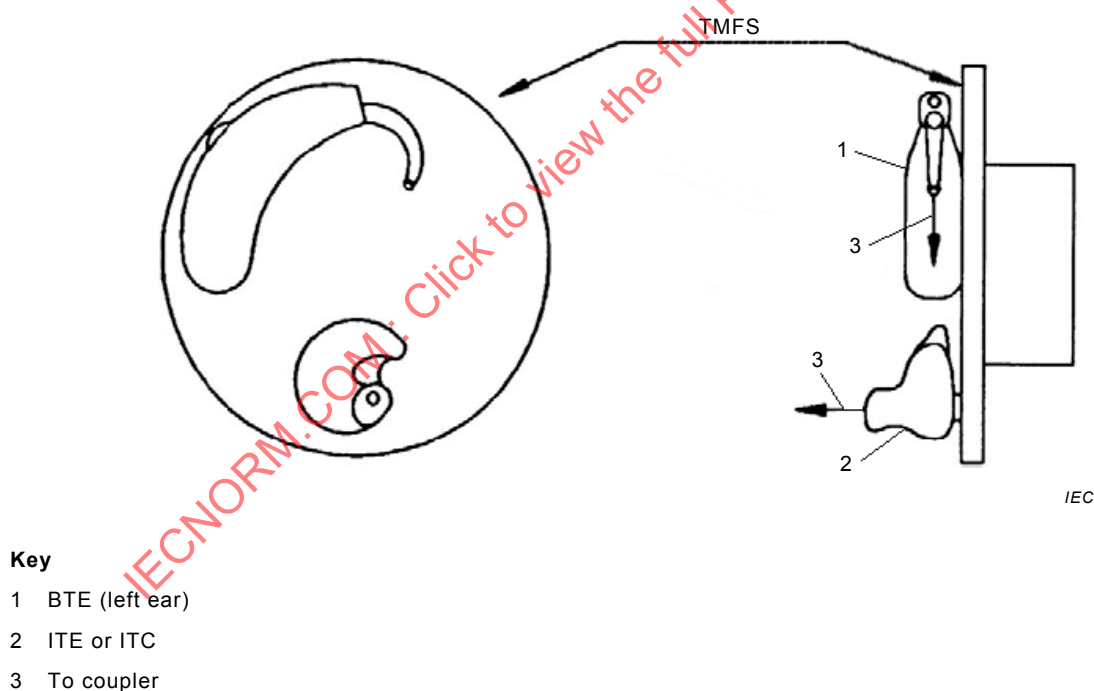


Figure 10 – Example of hearing aids on TMFS for SPLITS test

9.7.3 HFA-SPLITS

The HFA-SPLITS is obtained by averaging the SPLITS values at three HFA frequencies.

9.7.4 Relative simulated equivalent telephone sensitivity (RSETS)

The RSETS is obtained by subtracting the RTG + 60 dB SPL from the HFA-SPLITS.

9.8 Additional measurements applying to AGC hearing aids

9.8.1 General

These measurements shall be performed at 2 000 Hz and may also be performed at one or more frequencies in the range from 200 Hz to 8 000 Hz.

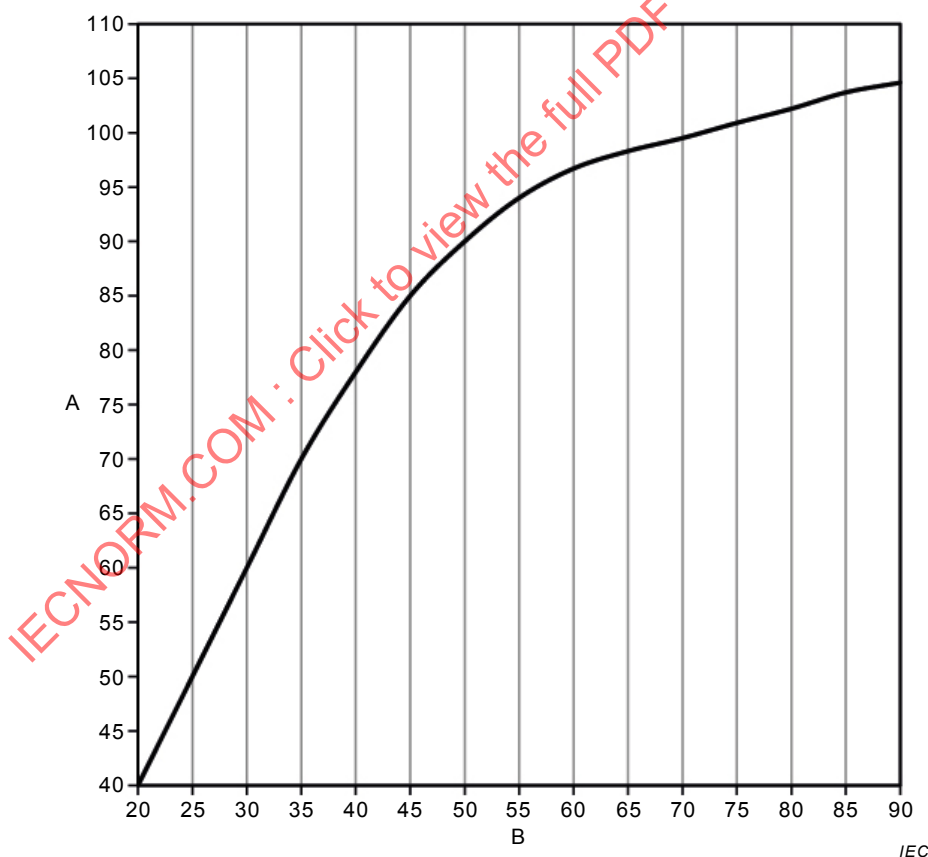
The selected frequencies shall be stated by the manufacturer.

9.8.2 Steady-state input-output characteristics

The test procedure is as follows.

- Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- Measure the acoustic coupler SPL for input sound pressure levels in the range from 50 dB or lower to at least 90 dB, in steps not greater than 5 dB, at each of the selected AGC test frequencies.
- Plot the output SPL versus input SPL; use linear decibel scales and same size divisions for ordinate and abscissa. An example is given in Figure 11.

The duration of each of the steps should be long enough to allow the output signal to reach steady-state conditions.



Key

A Output (SPL, in decibels)

B Input (SPL, in decibels)

Figure 11 – Example of a steady-state input-output characteristic

9.8.3 Dynamic AGC characteristics (attack and release time)

The test procedure is as follows.

- a) Program and/or set the gain control to RTS and set other controls as stated in 6.4.3.
- b) Select an AGC test frequency with the input sound pressure level alternating between 55 dB and 90 dB.
- c) Measure acoustic coupler SPL over time; the duration at each level has to be long enough to allow the output signal to reach steady-state conditions.

NOTE To display the output signal over time an oscilloscope can be connected to the measuring amplifier.

- d) Determine the attack time from the time plot of the envelope of acoustic output.

The attack time is defined as the time span from the level change from 55 dB to 90 dB SPL to the point where the signal has stabilized within 3 dB.

- e) Determine the release time from the time plot of the envelope of acoustic output.

The release time is defined as the time taken for the level to fall from 90 dB to 55 dB SPL, to the point where the level has stabilized to within 4 dB.

9.9 Additional optional measurements with ear simulator, according to IEC 60318-4

9.9.1 General

To obtain SPL response curves which are more representative of performance in a human ear, an ear simulator according to IEC 60318-4 can be used for measurements of the OSPL90 frequency response curve, the full-on gain response curve and the basic frequency response curve.

9.9.2 Output sound pressure level frequency response curve for an input sound pressure level of 90 dB

Follow the procedure as described in 7.2 a) and b).

9.9.3 Full-on gain response curve

Follow the procedure as described in 7.3 a), b) and c).

9.9.4 Basic frequency response curve

Follow the procedure as described in 7.4.1 a) and b).

9.9.5 Presentation of data

The manufacturer has to clearly label the response curves "obtained according to IEC 60118-0:2015 with ear simulator according to IEC 60318-4".

To avoid confusion, stating of any numerical data should be avoided.

10 Maximum permitted expanded uncertainty of measurements

Table 3 specifies the maximum permitted expanded uncertainty for a coverage factor of $k = 2$, associated with the measurements undertaken in this part of IEC 60118.

The expanded uncertainties of measurement given in Table 3 are the maximum permitted for demonstration of conformance to the requirements of this part of IEC 60118.

If the actual expanded uncertainty of a measurement exceeds the maximum permitted value in Table 3, the measurement shall not be used to demonstrate conformance to the requirements of this part of IEC 60118.

Table 3 – Values of $U_{\max}$ for basic measurements

Measured quantity	$U_{\max}$
Sound pressure level 200 Hz to 4 000 Hz	2,0 dB
Sound pressure level greater than 4 000 Hz	2,5 dB
Magnetic field strength level	1,0 dB
Frequency	0,5 %
Total harmonic distortion	0,5 %
Temperature	0,5 °C
Relative humidity	5 %
Ambient pressure	0,1 kPa

The measurement uncertainty is composed of several factors:

- uncertainty of equipment used, such as sound generators, level meters, measuring microphones, coupler, etc.;
- tolerances of the acoustic coupling of the hearing aid to the coupler. Such tolerances could be related to diameter and length of tubing;
- accuracy and care of positioning the hearing aid in the test space.

The measurement uncertainty can be determined by considering the above factors.

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

The interpretation of the measurement uncertainty is different for the manufacturer, who has to guarantee the nominal data, and the purchaser.

- Manufacturer production test limits: tolerance minus measurement uncertainty.
- Purchaser measurement acceptance limits: nominal data plus measurement uncertainty.

Bibliography

- [1] IEC 60068 (all parts), *Environmental testing*
- [2] IEC 60118-7:2005, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 7: Measurement of the performance characteristics of hearing aids for production, supply and delivery quality assurance purposes*
- [3] IEC 60118-8:2005, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 8: Methods of measurement of performance characteristics of hearing aids under simulated in situ working conditions*
- [4] IEC 60118-12, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 12: Dimensions of electrical connector systems*
- [5] IEC 60118-15, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 15: Methods for characterising signal processing in hearing aids with a speech-like signal*
- [6] IEC 60263, *Scales and sizes for plotting frequency characteristics and polar diagrams*
- [7] IEC 60318-1, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 1: Ear simulator for the measurement of supra-aural and circumaural earphones*
- [8] IEC 60318-4:2010, *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*
- [9] ISO/IEC Guide 98-3:2008, *Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)*
- [10] ISO/TR 25417:2007, *Acoustics – Definitions of basic quantities and terms*
- [11] ANSI S3.22, *Specification of Hearing Aid Characteristics*

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2015

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	41
1 Domaine d'application.....	43
2 Références normatives	43
3 Termes et définitions	44
4 Conditions générales	49
4.1 Méthode d'essai acoustique	49
4.2 Coupleur acoustique	50
4.3 Plage de fréquences de mesure	50
4.4 Rapports sur les données.....	50
5 Enceinte d'essai et équipement d'essai	50
5.1 Généralités	50
5.2 Stimuli indésirables dans l'enceinte d'essai.....	50
5.3 Source sonore.....	50
5.4 Système de mesure pour la mesure du niveau de pression acoustique et de la distorsion harmonique produits par un appareil de correction auditive.....	51
5.5 Système de mesure du courant continu	51
5.6 Source du champ magnétique pour les mesures ETLS et MASL	51
6 Conditions d'essai	52
6.1 Généralités	52
6.2 Contrôle du champ sonore.....	52
6.3 Configuration de la mesure pour les appareils de correction auditive directionnels	55
6.4 Conditions d'exploitation normales d'un appareil de correction auditive	56
6.4.1 Généralités	56
6.4.2 Tensions de batterie ou d'alimentation.....	56
6.4.3 Réglages des commandes	56
6.4.4 Conditions ambiantes.....	57
6.4.5 Système de sortie acoustique.....	57
6.4.6 Accessoires	57
7 Procédures d'essai	57
7.1 Courbes de réponse en fréquence	57
7.2 Courbe de réponse en fréquence OSPL90	57
7.3 Courbe de réponse en gain intégral	58
7.4 Courbe de réponse en fréquence fondamentale	58
7.4.1 Procédure d'essai	58
7.4.2 Plage de fréquences	59
7.4.3 Gain de référence pour les essais (RTG).....	60
7.5 Distorsion harmonique totale	60
7.6 Bruit d'entrée équivalent.....	60
7.7 Courant de batterie	61
7.8 Mesures pour les appareils de correction auditive à bobine d'induction caprice.....	61
7.8.1 Généralités	61
7.8.2 Sensibilité relative du capteur inductif (ETLS).....	61
7.8.3 Niveau de sensibilité magnéto-acoustique HFA (HFA MASL) maximal de la bobine d'induction caprice.....	61

8	Caractéristiques des circuits d'entrée électrique des appareils de correction auditive	62
8.1	Caractéristiques électriques	62
8.1.1	Généralités	62
8.1.2	Impédance d'entrée.....	62
8.1.3	Sensibilité d'entrée.....	62
8.2	Caractéristiques mécaniques et fonction électrique du connecteur d'entrée électrique.....	62
9	Procédures d'essai facultatives supplémentaires	62
9.1	Généralités	62
9.2	Effets de la commande de tonalité et de la commande de gain	63
9.2.1	Réponse en fréquence fondamentale: effet de la position de la commande de tonalité	63
9.2.2	Réponse en fréquence fondamentale: effet de la position de la commande de gain.....	63
9.2.3	Caractéristiques de la commande de gain.....	63
9.3	Distorsion d'intermodulation	63
9.4	Effets de la variation de la tension de batterie ou d'alimentation et de la résistance interne.....	64
9.4.1	Gain intégral	64
9.4.2	OSPL90	64
9.4.3	Distorsion harmonique totale	65
9.4.4	Distorsion d'intermodulation totale	65
9.5	Bruit d'entrée équivalent dans les bandes d'un tiers d'octave	65
9.6	Mesures supplémentaires pour les appareils de correction auditive à bobine d'induction captrice	67
9.6.1	Généralités	67
9.6.2	Réponse en fréquence fondamentale.....	67
9.6.3	Réponse en fréquence au réglage de commande de gain intégral	67
9.6.4	Effet de la position de la commande de gain sur la réponse en fréquence	68
9.6.5	Distorsion harmonique	68
9.7	Mesures supplémentaires pour les appareils de correction auditive à bobine d'induction captrice destinés à être utilisés avec un téléphone	69
9.7.1	Généralités	69
9.7.2	Courbe de réponse SPLITS.....	69
9.7.3	HFA-SPLITS	70
9.7.4	Sensibilité téléphonique équivalente simulée relative (RSETS)	70
9.8	Mesures supplémentaires pour les appareils de correction auditive AGC.....	70
9.8.1	Généralités	70
9.8.2	Caractéristiques d'entrée-sortie en régime établi	70
9.8.3	Caractéristiques AGC dynamiques (temps d'attaque et de relâchement).....	71
9.9	Mesures facultatives supplémentaires avec un simulateur d'oreille, selon l'IEC 60318-4	72
9.9.1	Généralités	72
9.9.2	Courbe de réponse en fréquence du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB	72
9.9.3	Courbe de réponse en gain intégral	72
9.9.4	Courbe de réponse en fréquence fondamentale	72
9.9.5	Présentation des données	72
10	Incertitude étendue maximale permise pour les mesures	72

Bibliographie	74
Figure 1 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive porté derrière l'oreille.....	53
Figure 2 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive intra-auriculaire	54
Figure 3 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive directionnel.....	55
Figure 4 – Exemple de courbe OSPL90 et de courbe de réponse en fréquence fondamentale.....	58
Figure 5 – Exemple de détermination de la plage de fréquences à partir de la courbe de réponse en fréquence fondamentale.....	59
Figure 6 – Exemple de gain d'un appareil de correction auditive	66
Figure 7 – Exemple de bruit de sortie d'un appareil de correction auditive et de bruit de l'équipement d'essai.....	66
Figure 8 – Bruit d'entrée équivalent de l'appareil de correction auditive et bruit ambiant	67
Figure 9 – Simulateur de champ magnétique de téléphone (TMFS).....	69
Figure 10 – Exemple d'appareils de correction auditive positionnés sur un TMFS lors d'un essai SPLITS	70
Figure 11 – Exemple de caractéristiques d'entrée-sortie en régime établi.....	71
Tableau 1 – Résistances et tensions en circuit ouvert pour simulateurs de batterie zinc-air	56
Tableau 2 – Fréquences d'essai de distorsion et niveaux de pression acoustique d'entrée	60
Tableau 3 – Valeurs $U_{\max}$ pour les mesures fondamentales.....	73

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

**ÉLECTROACOUSTIQUE –
APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –****Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles
des appareils de correction auditive****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.

La Norme internationale IEC 60118-0 a été établie par le comité d'études 29 de l'IEC: Electroacoustique.

Cette troisième édition annule et remplace la deuxième édition parue en 1983 et son Amendement 1:1994, l'IEC 60118-1:1995, l'Amendement 1:1998, l'IEC 60118-2:1983, l'Amendement 1:1993, l'Amendement 2:1997 et l'IEC 60118-6:1999. Cette édition constitue une révision technique.

Cette édition inclut les modifications techniques majeures suivantes par rapport à l'édition précédente:

- a) l'utilisation d'un coupleur acoustique selon l'IEC 60318-5;

- b) l'ajout de mesures pour les commandes automatiques de gain, les entrées à bobine d'induction captrice et les entrées électriques.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
29/867A/FDIS	29/874/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/IEC, Partie 2.

Une liste de toutes les parties de la série IEC 60118, publiées sous le titre général *Electroacoustique – Appareils de correction auditive*, peut être consultée sur le site web de l'IEC.

Les futures normes de cette série porteront dorénavant le nouveau titre général cité ci-dessus. Le titre des normes existant déjà dans cette série sera mis à jour lors de la prochaine édition.

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 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.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-0:2015

ÉLECTROACOUSTIQUE – APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –

Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive

1 Domaine d'application

La présente partie de l'IEC 60118 donne des recommandations pour la mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive à conduction aérienne, fondée sur une technique en champ acoustique libre utilisant un coupleur acoustique.

La présente partie de l'IEC 60118 s'applique à la mesure et à l'évaluation des caractéristiques électroacoustiques des appareils de correction auditive, par exemple pour les essais de type et les fiches techniques des fabricants..

Les résultats d'essai obtenus par les méthodes spécifiées dans la présente partie de l'IEC 60118 expriment le fonctionnement dans les conditions de l'essai et peuvent s'écarter sensiblement du fonctionnement de l'appareil de correction auditive en conditions réelles d'utilisation.

La présente partie de l'IEC 60118 utilise un coupleur acoustique selon l'IEC 60318-5, qui est seulement destiné au chargement d'un appareil de correction auditive présentant une impédance acoustique spécifiée et qui n'a pas pour but de modéliser la pression acoustique à l'intérieur de l'oreille humaine. L'utilisation de ce coupleur acoustique générera des résultats différents par rapport à l'utilisation du simulateur d'oreille occluse de l'IEC 60318-4 tel qu'utilisé dans les éditions précédentes de l'IEC 60118-0.

Pour la mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive dans des conditions simulées de fonctionnement *in situ*, l'IEC 60118-8 peut être utilisée. Pour la mesure des appareils de correction auditive sous des réglages utilisateurs types et à l'aide d'un signal de type parole, l'IEC 60118-15 peut être utilisée.

Pour la 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, l'IEC 60118-7 peut être utilisée. La plage de fréquences a été portée de 5 kHz dans l'IEC 60118-7 à 8 kHz dans la présente partie de l'IEC 60118.

Bien que le nombre de mesures couvertes par la présente partie de l'IEC 60118 soit limité, l'intention n'est pas que toutes les mesures décrites ici soient obligatoirement exécutées.

Pour les appareils intra-auriculaires faits sur mesure, les données fournies par le fabricant ne s'appliquent qu'à l'appareil de correction auditive soumis à l'essai.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités en référence de manière normative, en intégralité ou en partie, dans le présent document et sont indispensables pour son application. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

IEC 60318-5, *Electroacoustique – 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*

ISO 3, *Nombres normaux — Séries de nombres normaux*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions suivants s'appliquent.

3.1

appareil de correction auditive

instrument portable destiné à aider une personne malentendante

Note 1 à l'article: Un appareil de correction auditive se compose habituellement d'un microphone, d'un amplificateur, d'un processeur de signaux et d'un écouteur, alimenté par une batterie basse tension, pouvant contenir une bobine d'induction captrice. Il est ajusté en utilisant des méthodes audiométriques et prescriptives.

Note 2 à l'article: Les appareils de correction auditive peuvent être portés sur le corps (BW), derrière l'oreille (BTE), dans l'oreille (appareils intra-auriculaires ou ITE) ou dans le canal (ITC).

3.2

SPL

niveau de pression acoustique

dix fois le logarithme décimal du rapport du carré de la pression acoustique, p , au carré d'une valeur de référence, p_0 , exprimé en décibels, où la valeur de référence, p_0 , est égale à 20 μ Pa

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPL" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Sound Pressure Level".

[SOURCE: ISO/TR 25417:2007, 2.2]

3.3

coupleur acoustique

appareil prévu pour mesurer la sortie acoustique des sources sonores, la pression sonore étant mesurée par un microphone étalonné, couplé à la source par une cavité de forme et volume prédéterminés, qui n'est pas nécessairement une approximation de l'impédance acoustique de l'oreille humaine normale

3.4

simulateur d'oreille

appareil de mesure de la sortie acoustique de sources sonores, où la pression acoustique est mesurée à l'aide d'un microphone étalonné couplé à la source (sonore), de sorte que l'impédance acoustique globale de l'appareil avoisine celle de l'oreille humaine normale en un emplacement donné et dans une bande de fréquences donnée

[SOURCE: IEC 60318-4:2010, 3.4, modifié — Dans la définition, "dispositif" est devenu "appareil".]

3.5

niveau de pression acoustique d'entrée

niveau de pression acoustique au point de référence de l'appareil de correction auditive

3.6

réponse en fréquence

niveau de pression acoustique mesuré dans le coupleur acoustique, exprimé en fonction de la fréquence dans des conditions d'essai spécifiées

3.7**courbe de réponse en fréquence fondamentale**

courbe de réponse en fréquence obtenue au réglage de référence de la commande de gain pour les essais (RTS) avec un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB

3.8**caractéristiques d'entrée-sortie**

pour une fréquence unique, tracé graphique du niveau de pression acoustique mesuré dans le coupleur acoustique (ordonnée) par rapport au niveau de pression acoustique appliqué à l'appareil de correction auditive (abscisse), avec des dimensions d'échelles en décibels identiques pour les deux axes

3.9**référence verticale**

ligne traversant ou figurant sur un appareil de correction auditive, qui est verticale lorsque l'appareil est positionné sur un simulateur de tête et de torse (selon Figure C.1 de l'IEC 60118-8:2005) ou, dans le cas d'un appareil de correction auditive sur mesure, lorsque l'appareil est porté par une personne assise

3.10**point de référence**

point de l'appareil de correction auditive choisi afin de définir sa position

3.11**point d'essai**

emplacement de l'enceinte d'essai auquel les mesures du niveau de pression acoustique se rapportent ou auquel la force du champ magnétique est déterminée et auquel le point de référence de l'appareil de correction auditive est placé pour les essais

3.12**espace d'essai**

espace contenant le point d'essai où l'appareil de correction auditive est placé pour l'essai

3.13**moyenne pour les fréquences élevées****HFA**

moyenne du gain ou du niveau de pression acoustique, exprimée en décibels, pour les fréquences 1 000 Hz, 1 600 Hz et 2 500 Hz

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA" est dérivée du terme anglais développé correspondant "High-Frequency Average".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.2]

3.14**gain acoustique**

pour chaque fréquence d'essai, différence, exprimée en décibels, obtenue en soustrayant le niveau de pression acoustique d'entrée du niveau de pression acoustique produit à la sortie de l'appareil de correction auditive dans le coupleur acoustique

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.5, modifiée — La partie "appliqué au microphone de l'appareil de correction auditive" a été supprimée, le complément "d'entrée" a été rajouté.]

3.15**commande de gain**

commande à fonctionnement manuel ou électronique pour le réglage du gain total

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.6]

3.16

niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB

OSPL90

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur acoustique pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB, la commande de gain de l'appareil de correction auditive étant en position de gain maximal

Note 1 à l'article: On sait que le niveau de pression acoustique maximal peut être obtenu pour un niveau de pression acoustique d'entrée supérieur ou occasionnellement inférieur à 90 dB. Cependant, les différences sont généralement petites pour la plage de fréquences concernée et l'utilisation d'un seul SPL d'entrée de 90 dB est très commode pour le tracé automatique de la courbe du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB.

Note 2 à l'article: L'abréviation "OSPL90" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Output SPL for 90 dB input SPL".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.7 — La partie "le domaine de fréquences concerné" a été remplacée par "la plage de fréquences concernée" pour des raisons d'homogénéité.]

3.17

moyenne pour les fréquences élevées du SPL de sortie pour un SPL d'entrée de 90 dB

HFA-OSPL90

moyenne pour les fréquences élevées des niveaux de pression acoustique produits dans le coupleur acoustique pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-OSPL90" est dérivée du terme anglais développé correspondant "High-Frequency Average OSPL90".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.8]

3.18

moyenne pour les fréquences élevées du gain acoustique intégral

HFA-FOG

moyenne du gain pour les fréquences élevées pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 50 dB, la commande de gain de l'appareil de correction auditive étant en position maximale

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-FOG" est dérivée du terme anglais développé correspondant "High-Frequency Average Full-On Gain".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.9]

3.19

réglage de référence de la commande de gain pour les essais

RTS

réglage de la commande de gain nécessaire pour produire, pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB, une moyenne de gain pour les fréquences élevées égale à $\pm 1,5$ dB près à la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB diminué de 77 dB, ou, si la moyenne du gain acoustique intégral pour les fréquences élevées correspondant à un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB est inférieure à la moyenne du gain pour les fréquences élevées pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB diminué de 77 dB, la position maximale de la commande de gain

Note 1 à l'article: Pour la plupart des appareils de correction auditive, l'utilisation d'un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB et d'un réglage du gain correspondant à un niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB diminué de 17 dB conduit à s'assurer que, pour un niveau global de parole de 65 dB, les pointes ne dépassent pas l'OSPL90.

Note 2 à l'article: L'abréviation "RTS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Reference Test Setting".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.10]

3.20**gain de référence pour les essais****RTG**

moyenne pour les fréquences élevées du gain pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 60 dB, la commande de gain étant positionnée à son réglage de référence pour les essais

Note 1 à l'article: L'abréviation "RTG" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Reference Test Gain".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.11]

3.21**commande automatique de gain****AGC**

dispositif (autre qu'un écrêtage) qui permet de régler automatiquement le gain en fonction du signal amplifié

Note 1 à l'article: L'abréviation "AGC" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Automatic Gain Control".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.13]

3.22**appareil de correction auditive à commande automatique de gain**

appareil de correction auditive comportant une commande automatique de gain

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.14]

3.23**compression**

type d'AGC dans lequel un changement incrémental dans le niveau de pression acoustique d'entrée produit un changement incrémental plus petit dans le niveau de pression acoustique de sortie

3.24**expansion**

type d'AGC dans lequel un changement incrémental dans le niveau de pression acoustique d'entrée produit un changement incrémental plus grand dans le niveau de pression acoustique de sortie

3.25**appareil de correction auditive directionnel**

appareil de correction auditive pour lequel le gain dépend de la direction des ondes sonores lorsque mesurée dans des conditions de champ acoustique libre

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.15]

3.26**appareil de correction auditive non directionnel**

appareil de correction auditive pour lequel le gain est indépendant de la direction des ondes sonores lorsque mesurée dans des conditions de champ acoustique libre

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.16]

3.27**tension d'alimentation**

tension aux bornes de la batterie qui alimente l'appareil de correction auditive lorsque celui-ci est en fonctionnement

3.28

sensibilité magnéto-acoustique

à une fréquence spécifiée et dans des conditions d'entrée/sortie essentiellement linéaires, quotient de la pression acoustique en pascals (Pa) produite par l'appareil de correction auditive dans le coupleur acoustique et de l'intensité du champ magnétique en milliampères par mètre (mA/m) au point d'essai

3.29

niveau de sensibilité magnéto-acoustique

MASL

vingt fois le logarithme à la base 10 du rapport de la sensibilité magnéto-acoustique à la sensibilité de référence 20 Pa/(1 mA/m)

Note 1 à l'article: Le MASL est exprimé en décibels.

Note 2 à l'article: L'abréviation "MASL" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Magneto-Acoustical Sensitivity Level".

3.30

niveau de sensibilité magnéto-acoustique maximal

niveau de sensibilité magnéto-acoustique maximal pouvant être obtenu, ce qui permet de procéder à tous les réglages possibles des commandes de l'appareil de correction auditive

3.31

niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical

SPLIV

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur acoustique avec la commande de gain positionnée à son réglage de référence pour les essais lorsque l'entrée est un champ magnétique alternatif sinusoïdal de –30 dB pour 1 A/m (= 31,6 mA/m) parallèle à la référence verticale avec le programme T sélectionné

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPLIV" est dérivée du terme anglais développé correspondant "In a Vertical magnetic field".

3.32

moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical

HFA-SPLIV

moyenne pour les fréquences élevées des niveaux de pression acoustique produits dans un champ magnétique vertical

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-SPLIV" est dérivée du terme anglais développé correspondant "High Frequency Average SPL In a Vertical magnetic field".

3.33

sensibilité relative du capteur inductif

ETLS

différence obtenue en retranchant le gain de référence pour les essais, majoré de 60 dB, de la moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique dans un champ magnétique vertical

Note 1 à l'article: L'abréviation "ETLS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Equivalent Test Loop Sensitivity".

[SOURCE: IEC 60118-7:2005, 3.19]

3.34

niveau de pression acoustique dans un simulateur de téléphone inductif

SPLITS

niveau de pression acoustique produit dans le coupleur par un appareil de correction auditive avec la commande de gain positionnée à son réglage de référence pour les essais lorsque

l'entrée est le champ magnétique généré par un simulateur de champ magnétique de téléphone

Note 1 à l'article: L'abréviation "SPLITS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "SPL for an Inductive Telephone Simulator".

3.35

moyenne pour les fréquences élevées du niveau de pression acoustique dans un simulateur de téléphone inductif HFA-SPLITS

moyenne pour les fréquences élevées des niveaux de pression acoustique produits dans un simulateur de téléphone inductif

Note 1 à l'article: L'abréviation "HFA-SPLITS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "High Frequency Average SPL Inductive Telephone Simulator".

3.36

sensibilité téléphonique équivalente simulée relative RSETS

différence en décibels obtenue en soustrayant le SPL RTG + 60 dB de HFA-SPLITS

Note 1 à l'article: L'abréviation "RSETS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Relative Simulated Equivalent Telephone Sensitivity".

3.37

simulateur de champ magnétique de téléphone TMFS

appareil qui permet de produire un champ magnétique de niveau et de forme géométrique réguliers lorsqu'il est alimenté par un courant de $I = 6/N$ mA, où N est le nombre de tours dans la bobine

Note 1 à l'article: L'abréviation "TMFS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "Telephone Magnetic Field Simulator".

4 Conditions générales

4.1 Méthode d'essai acoustique

La procédure d'essai acoustique préférentielle est basée sur une méthode de mesure dans laquelle le niveau de pression acoustique au point de référence de l'appareil de correction auditive est maintenu constant pour simuler les conditions de champ acoustique libre. L'essai est réalisé dans une enceinte d'essai ou dans un caisson d'essai acoustique au moyen d'un microphone de contrôle étalonné à la pression, dans l'hypothèse que le champ acoustique est homogène autour du point de référence de l'appareil de correction auditive.

Cette méthode est appelée "méthode de pression acoustique d'entrée constante" ou abrégée "méthode de pression" dans la présente partie de l'IEC 60118.

A la place de la méthode de pression, il est permis d'enregistrer une courbe de correction de réponse en fréquence de l'enceinte d'essai. Cette méthode est appelée "méthode de substitution".

Pour l'essai des appareils de correction auditive directionnels, il convient que le fabricant et l'acheteur utilisent des caissons d'essai acoustique de la même marque et du même type pour garantir des conditions de mesure identiques.

NOTE 1 Les résultats d'essai peuvent différer de façon substantielle de ceux obtenus en conditions réelles de champ acoustique libre, notamment dans le cas de types d'appareils de correction auditive portés sur le corps, où l'entrée acoustique se trouve à la surface de l'enveloppe extérieure et où l'enveloppe peut posséder des dimensions physiques comparables à la longueur d'onde des sons incidents.

Pour mesurer la variation des paramètres acoustiques des appareils de correction auditive en fonction de la direction de l'incidence du son, des conditions d'onde progressive plane (c'est-à-dire en l'absence de conditions d'onde stationnaire) sont exigées.

NOTE 2 Les petits caissons d'essai acoustique ne présentant pas de conditions d'onde progressive à l'intérieur ne peuvent donc pas être utilisés à cette fin.

NOTE 3 Les résultats d'essais réalisés sur des appareils de correction auditive directionnels peuvent ne pas représenter les caractéristiques directionnelles réelles de l'appareil de correction auditive.

4.2 Coupleur acoustique

Les mesures des caractéristiques fonctionnelles de l'appareil de correction auditive sont faites à l'aide d'un coupleur acoustique de 2 cm³ conformément à l'IEC 60318-5.

NOTE Les spécifications fondamentales de l'IEC 60318-5 sont limitées à la plage de fréquences de 125 Hz à 8 000 Hz.

Quel que soit le type d'appareil de correction auditive à conduction aérienne, la fuite acoustique du tube de couplage doit être suffisamment faible pour ne pas affecter le résultat de l'essai. Pour ce faire, une méthode consiste à utiliser un tube rigide. Les dimensions du tube doivent être conformes à l'IEC 60318-5.

4.3 Plage de fréquences de mesure

Toutes les mesures doivent être réalisées pour la plage de fréquences déclarée (aussi appelée bande passante) de 200 Hz à 8 000 Hz.

4.4 Rapports sur les données

Toutes les données rapportées doivent être clairement identifiées: "Conformément à l'IEC 60118-0:2015".

5 Enceinte d'essai et équipement d'essai

5.1 Généralités

Les conditions spécifiées en 5.2 à 5.6 s'appliquent. Les mesures doivent être effectuées aux fréquences préférées de l'ISO R40 (1/40 de décade ou 1/12 d'octave) tel que spécifié en ISO 3 excepté si indiqué différemment.

5.2 Stimuli indésirables dans l'enceinte d'essai

Les stimuli indésirables dans l'enceinte d'essai, par exemple le bruit ambiant, les vibrations mécaniques et les champs parasites électriques ou magnétiques, doivent être suffisamment faibles pour ne pas affecter les résultats de plus de 0,5 dB. Cela peut être vérifié si le niveau de sortie de l'appareil de correction auditive chute d'au moins 10 dB dans chaque bande de fréquences d'analyse, lorsque la source du signal est désactivée.

5.3 Source sonore

5.3.1 La source sonore (son pur) doit être capable de produire au point d'essai les niveaux de pression acoustique exigés entre 50 dB et 90 dB, avec un incrément minimal de 5 dB.

Le niveau de la source sonore ne doit pas différer de la valeur indiquée de plus de $\pm 1,5$ dB dans la plage de fréquences de 200 Hz à 3 000 Hz ou de plus de $\pm 2,5$ dB dans la plage de fréquences de 3 000 Hz à 8 000 Hz.

Si l'étalonnage de la source sonore dépend des conditions ambiantes, des corrections doivent être apportées pour y remédier si nécessaire.

5.3.2 La fréquence de la source sonore ne doit pas différer de plus de $\pm 2 \%$ de la valeur indiquée. L'intervalle de fréquence entre les points de données dans les courbes de réponse en fréquence ne doit pas dépasser un douzième d'octave ou 100 Hz, selon la valeur la plus grande.

5.3.3 Pour les mesures de réponse en fréquence et en gain intégral, la distorsion harmonique totale de la source sonore ne doit pas dépasser 1 % pour un niveau de pression acoustique inférieur ou égal à 70 dB et 2 % pour un niveau de pression acoustique compris entre 70 dB et 90 dB inclus.

Pour les mesures de distorsion harmonique, la distorsion harmonique totale de la source sonore aux fréquences de la mesure THD ne doit pas dépasser 0,5 % pour un niveau de pression acoustique inférieur ou égal à 70 dB et 1 % pour un niveau de pression acoustique compris entre 70 dB et 90 dB inclus.

5.4 Système de mesure pour la mesure du niveau de pression acoustique et de la distorsion harmonique produits par un appareil de correction auditive

L'appareil utilisé pour mesurer le niveau de pression acoustique produit par l'appareil de correction auditive doit satisfaire aux exigences suivantes.

- a) Le système de mesure du niveau de pression acoustique doit être précis à $\pm 0,5$ dB près de la fréquence d'étalonnage.
- b) L'indication du niveau de pression acoustique par rapport à l'indication à la fréquence d'étalonnage doit être mesurée avec une incertitude étendue inférieure à ± 1 dB dans la plage de 200 Hz à 5 000 Hz et à ± 2 dB dans la plage de 5 000 Hz à 8 000 Hz.

Si, dans certaines conditions, un appareil de mesure sélectif doit être utilisé pour s'assurer que la réponse de l'appareil de correction auditive au signal peut être distinguée du bruit propre de l'appareil de correction auditive, l'utilisation de l'appareil sélectif doit être mentionnée dans le rapport d'essai.

- c) La distorsion harmonique totale dans l'équipement de mesure doit être inférieure à 1 % pour les niveaux de pression acoustique jusqu'à 130 dB et à 2 % pour les niveaux supérieurs jusqu'à 145 dB.

5.5 Système de mesure du courant continu

Le système de mesure du courant continu doit présenter les caractéristiques suivantes:

- a) une tolérance de $\pm 5 \%$ à la valeur du courant mesuré;
- b) une baisse de tension du courant continu dans l'appareil de mesure du courant ≤ 50 mV;
- c) une impédance n'excédant pas 1 Ω dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz.

Pour réaliser le point c) ci-dessus, une méthode consiste à shunter l'appareil de mesure du courant au moyen d'un condensateur de 8 000 μ F. Il convient que le condensateur ne shunte pas la batterie ni la source d'alimentation.

5.6 Source du champ magnétique pour les mesures ETLS et MASL

5.6.1 Pour la mesure de la sensibilité relative du capteur inductif (ETLS) et du niveau de sensibilité magnéto-acoustique (MASL), la puissance du champ magnétique produit par la boucle magnétique est calculée à partir de la géométrie de la boucle.

5.6.2 Comme les matériaux et la construction de la source d'alimentation peuvent influencer les résultats, il convient d'indiquer le type réel de la source.

NOTE 1 Par exemple, l'intensité du champ magnétique au centre d'une boucle carrée d'arête de "a" mètres et portant un courant de "i" ampères est donnée par:

$$H = \frac{2\sqrt{2}}{\pi} \frac{i}{a} \text{ A/m}$$

Au centre d'une boucle circulaire d'un diamètre de " d " mètres et portant un courant de " i " ampères, l'intensité du champ magnétique est donnée par:

$$H = \frac{i}{d} \text{ A/m}$$

NOTE 2 Pour garantir des conditions de courant essentiellement constantes, une méthode consiste à conduire la source du champ magnétique d'un appareil présentant une force électromotrice constante et une impédance interne au moins 100 fois supérieure à l'impédance d'entrée de la source du champ magnétique dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz, ce qui, dans le cas d'un générateur à faible impédance, peut être réalisé au moyen d'une résistance connectée en série avec la sortie du générateur.

5.6.3 L'espace d'essai doit être éloigné de tout matériau en fer susceptible de perturber le champ ou de tout autre matériau ferromagnétique ou de tout autre matériau dans lequel des courants de Foucault peuvent être induits, ce qui pourrait provoquer une perturbation du champ.

5.6.4 La source du champ magnétique doit être fournie avec un étalonnage exprimant les relations entre l'intensité du champ magnétique en ampères par mètre au point d'essai et le courant d'entrée en ampères.

5.6.5 La forme et les dimensions de la source du champ magnétique doivent être telles que, dans une sphère d'un diamètre de 10 cm et dont le centre est le point d'essai, l'écart entre les valeurs nominales de magnitude et de direction est inférieur à $\pm 5 \%$ et à $\pm 10^\circ$, respectivement.

NOTE Une boucle carrée d'arête " a " supérieure à 0,5 m ou une boucle circulaire d'un diamètre " d " supérieur à 0,56 m satisfera à ces spécifications.

5.6.6 La distorsion harmonique totale du champ magnétique ne doit pas excéder 1 %.

NOTE Cette condition sera respectée si la distorsion du courant d'entrée est inférieure à 1 %.

5.6.7 L'intensité du champ magnétique au point d'essai doit être maintenue avec une tolérance de $\pm 20 \%$ par rapport à la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz.

6 Conditions d'essai

6.1 Généralités

Les procédures de contrôle du champ acoustique et d'établissement des conditions d'essai pour l'appareil de correction auditive sont décrites ci-après.

6.2 Contrôle du champ sonore

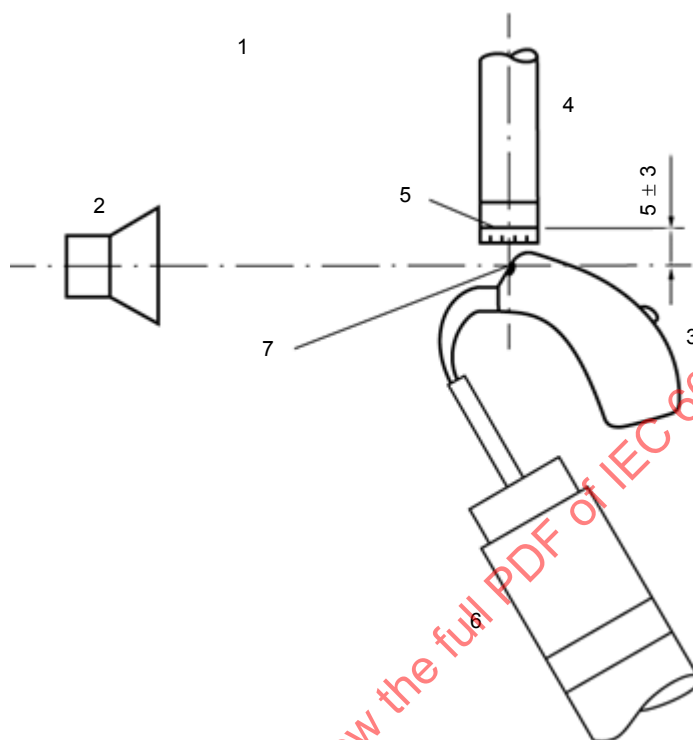
6.2.1 Le point de référence de l'appareil de correction auditive est le point médian du ou des ports d'entrée sonore de l'appareil de correction auditive. Le SPL d'entrée au point de référence de l'appareil de correction auditive est maintenu constant:

- a) par le biais d'un microphone de contrôle (méthode de pression – voir 6.2.2);
- b) avec un enregistrement électronique des données (méthode de substitution – voir 6.2.3).

6.2.2 Si la méthode de pression est utilisée, l'entrée du microphone de contrôle doit être placée aussi près que possible du point de référence de l'appareil de correction auditive sans le toucher. Pour un microphone de diamètre inférieur ou égal à 15 mm, la distance entre le centre du diaphragme et le point de référence de l'appareil de correction auditive doit être de

5 mm ± 3 mm. L'axe du microphone de contrôle doit être orthogonal par rapport à l'axe du haut-parleur et doit le croiser au point de référence de l'appareil de correction auditive. Une ligne traversant le point de référence de l'appareil de correction auditive doit coïncider avec l'axe de la source sonore. Les Figures 1 et 2 illustrent des exemples de montage d'essai.

Dimensions en millimètres



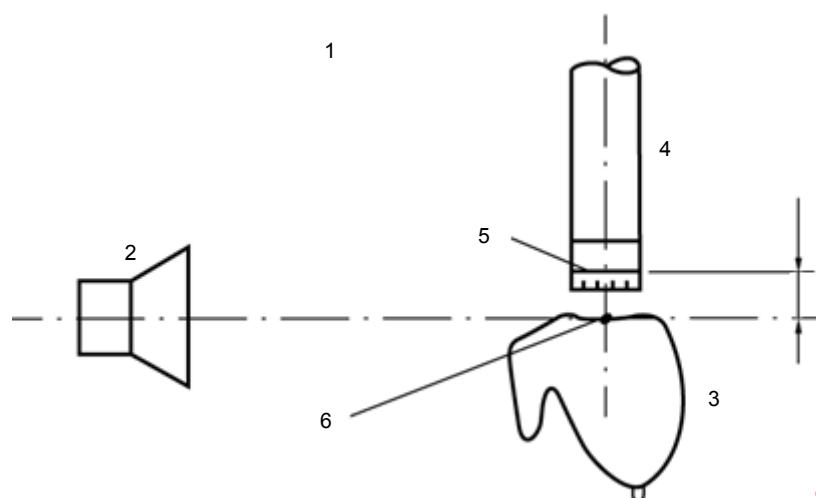
IEC

Légende

- 1 Espace d'essai
- 2 Source sonore
- 3 Appareil de correction auditive
- 4 Microphone de contrôle
- 5 Diaphragme
- 6 Coupleur acoustique
- 7 Point de référence de l'appareil de correction auditive

Figure 1 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive porté derrière l'oreille

Dimensions en millimètres



IEC

Légende

- 1 Espace d'essai
- 2 Source sonore
- 3 Appareil de correction auditive
- 4 Microphone de contrôle
- 5 Diaphragme
- 6 Point de référence de l'appareil de correction auditive

Figure 2 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive intra-auriculaire

6.2.3 Pour maintenir le niveau de pression acoustique constant, une autre méthode (appelée méthode de substitution) consiste à positionner le microphone de contrôle étalonné à la pression, à $5 \text{ mm} \pm 3 \text{ mm}$ du point de référence de l'appareil de correction auditive, mesurer le SPL à des fréquences discrètes avec le modèle d'appareil de correction auditive à soumettre à un essai dans sa position d'essai. A l'aide de dispositifs adéquats, par exemple des équipements numériques, mémoriser et reproduire les tensions exigées pour un SPL constant au point de référence de l'appareil de correction auditive avec le microphone de contrôle toujours en place ou un composant factice simulant le microphone au même endroit afin de satisfaire aux conditions de la méthode de pression.

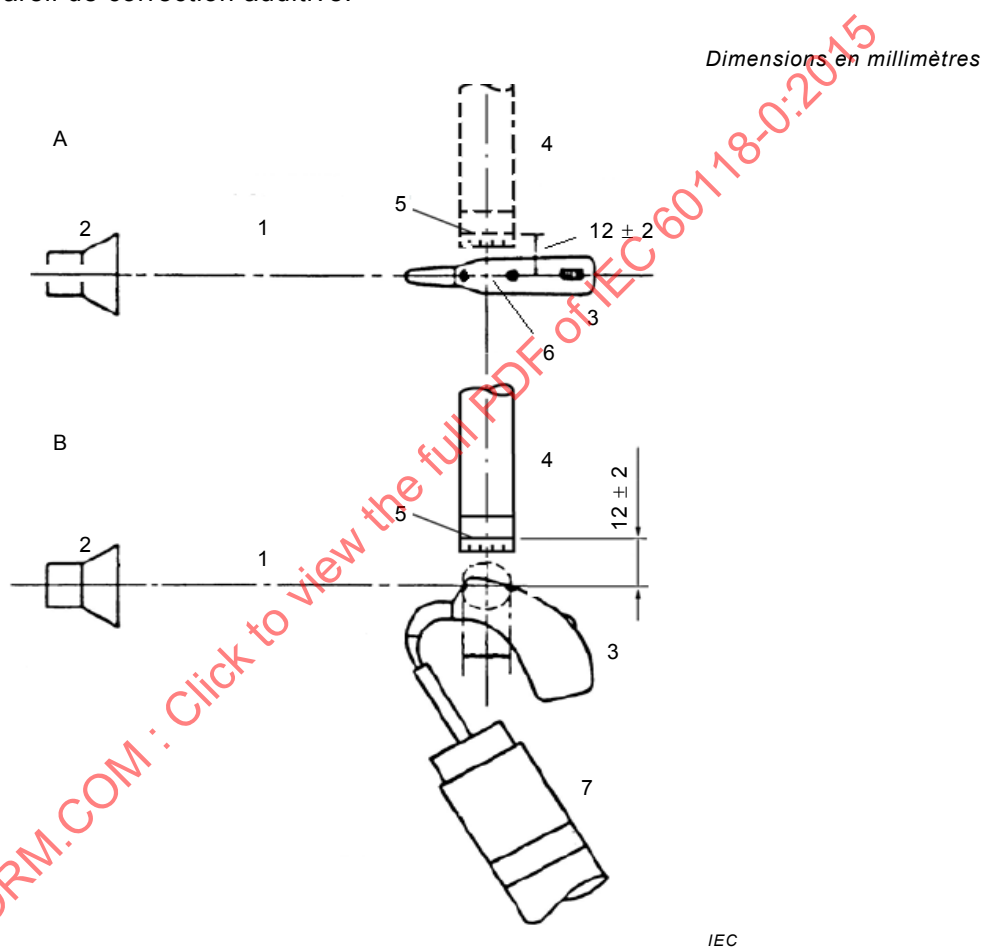
NOTE Les méthodes d'essai qui ne maintiennent pas le microphone de contrôle ou un composant factice en place peuvent donner des résultats différents des méthodes décrites en 6.2.2 et 6.2.3. Des résultats différents peuvent également se produire si le champ acoustique est étalonné avec un appareil de correction auditive autre que le modèle d'essai en place.

6.2.4 Pour les deux méthodes mentionnées ci-dessus, il est recommandé d'utiliser un microphone d'un diamètre maximal de 15 mm. Le diamètre du microphone effectivement utilisé doit être indiqué.

6.2.5 Il convient de veiller à ce que ni le coupleur acoustique ni le support mécanique de l'appareil de correction auditive ne perturbent de façon appréciable le champ acoustique dans le voisinage de l'appareil de correction auditive aux fréquences d'essai utilisées. Il convient également que ces deux appareils n'introduisent pas d'effets parasites provenant de résonances mécaniques ou de vibrations mécaniques, et qu'ils ne modifient de quelque façon que ce soit aucune des caractéristiques mécaniques ou acoustiques de l'appareil de correction auditive à l'essai.

6.3 Configuration de la mesure pour les appareils de correction auditive directionnels

La mesure des appareils de correction auditive directionnels exige une configuration de mesure particulière. Il convient que la source sonore s'approche d'une onde progressive plane. Le point médian du groupe de ports d'entrée sonore de l'appareil de correction auditive correspond au point de référence de l'appareil de correction auditive. Le diamètre du microphone de contrôle doit être de 15 mm maximum. La distance entre le centre du diaphragme et le point de référence doit être de $12 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$. L'axe du microphone de contrôle doit être orthogonal par rapport à l'axe de la source sonore et doit le croiser au point de référence de l'appareil de correction auditive (voir Figure 3). Une ligne traversant les ports d'entrée sonore avant et arrière de l'appareil de correction auditive doit coïncider avec l'axe du haut-parleur. S'il y a plusieurs ports d'entrée avant et arrière, la ligne passe au point de référence de l'appareil de correction auditive.



Légende

- | | | | |
|---|---------------------------------|---|---|
| A | Vue de dessus | 4 | Microphone de contrôle |
| B | Vue de côté | 5 | Diaphragme |
| 1 | Espace d'essai | 6 | Point de référence de l'appareil de correction auditive |
| 2 | Source sonore | 7 | Coupleur acoustique |
| 3 | Appareil de correction auditive | | |

Figure 3 – Exemple de montage d'essai pour un appareil de correction auditive directionnel

6.4 Conditions d'exploitation normales d'un appareil de correction auditive

6.4.1 Généralités

Les conditions d'exploitation normales s'appliquent pour les mesures lorsqu'aucune autre condition n'est prescrite. Les conditions d'exploitation normales sont spécifiées de 6.4.2 à 6.4.6.

6.4.2 Tensions de batterie ou d'alimentation

Il convient d'utiliser préférentiellement une source d'alimentation adaptée qui simule la tension et l'impédance interne de batteries réelles. Il est également permis d'utiliser une batterie réelle du type recommandé par le fabricant pour utilisation dans l'appareil de correction auditive.

Le type de la source d'alimentation utilisée et la tension en circuit ouvert doivent être indiqués. La tension en circuit ouvert correspond à la tension d'alimentation, l'appareil de correction auditive étant débranché.

Pour le simulateur de batterie, les résistances série internes et les tensions en circuit ouvert indiquées dans le Tableau 1 doivent être utilisées.

Tableau 1 – Résistances et tensions en circuit ouvert pour simulateurs de batterie zinc-air

Désignation IEC/ANSI du type de batterie	Résistance série Ω	Tension en circuit ouvert V
PR521/5A	8,2	1,3
PR70/10A	6,2	1,3
PR41/312	6,2	1,3
PR48/13	6,2	1,3
PR44/675	3,3	1,3
Tolérance de tension en circuit ouvert: $\pm 0,05$ V		
Tolérance de résistance série: ± 5 %		

6.4.3 Réglages des commandes

Le fabricant doit spécifier les réglages de gain intégral (FOG) utilisés lors de l'essai en fournissant des réglages d'essai ou un ensemble de réglages programmés ou en désignant des réglages de commandes physiques. Le fabricant doit également spécifier des dispositifs permettant d'obtenir le RTS.

L'appareil de correction auditive doit être réglé de manière à avoir la plus large plage de réponse en fréquence disponible, la plus grande valeur HFA-OSPL90 disponible et, si possible, la plus grande valeur HFA-FOG. Lorsque cela est possible, la fonction AGC des appareils de correction auditive AGC doit être réglée de manière à avoir le minimum d'effet sur tous les essais à l'exception de ceux mentionnés en 9.8.2. Pour les essais mentionnés en 9.8.2, la fonction AGC doit être réglée de manière à avoir le maximum d'effet. Pour les besoins de la présente partie de l'IEC 60118, la compression et l'expansion doivent être considérées comme faisant partie de la fonction AGC.

Il convient de désactiver les autres fonctionnalités adaptatives pouvant affecter la validité des mesures effectuées avec des signaux de son pur en régime établi, par exemple les systèmes de suppression du bruit, de suppression des retours, etc. Les réglages utilisés pour les essais doivent être spécifiés par le fabricant en fournissant par exemple un programme d'essai ou un ensemble de réglages programmés ou en désignant des réglages de commandes physiques.

6.4.4 Conditions ambiantes

Il convient que les conditions réelles dans l'espace d'essai au moment de l'essai se trouvent dans les plages suivantes, et elles doivent en outre être indiquées:

Température:	$23\text{ °C} \pm 5\text{ °C}$
Humidité relative:	0 % à 80 %
Pression atmosphérique:	$101,3^{+5}_{-20}\text{ kPa}$

Si d'autres conditions s'appliquent, ces conditions doivent être indiquées. Si l'étalonnage du système de mesure dépend des conditions ambiantes, des corrections doivent être apportées pour y remédier.

6.4.5 Système de sortie acoustique

Pour la connexion acoustique au coupleur pour les différents systèmes de sortie acoustique de l'appareil de correction auditive tels que les écouteurs internes, les contours d'oreille ou les tubes acoustiques, l'IEC 60318-5 s'applique.

Le système de sortie acoustique effectivement utilisé doit être indiqué.

6.4.6 Accessoires

Pour les accessoires utilisés en connexion avec l'appareil de correction auditive, les accessoires particuliers doivent être indiqués.

7 Procédures d'essai

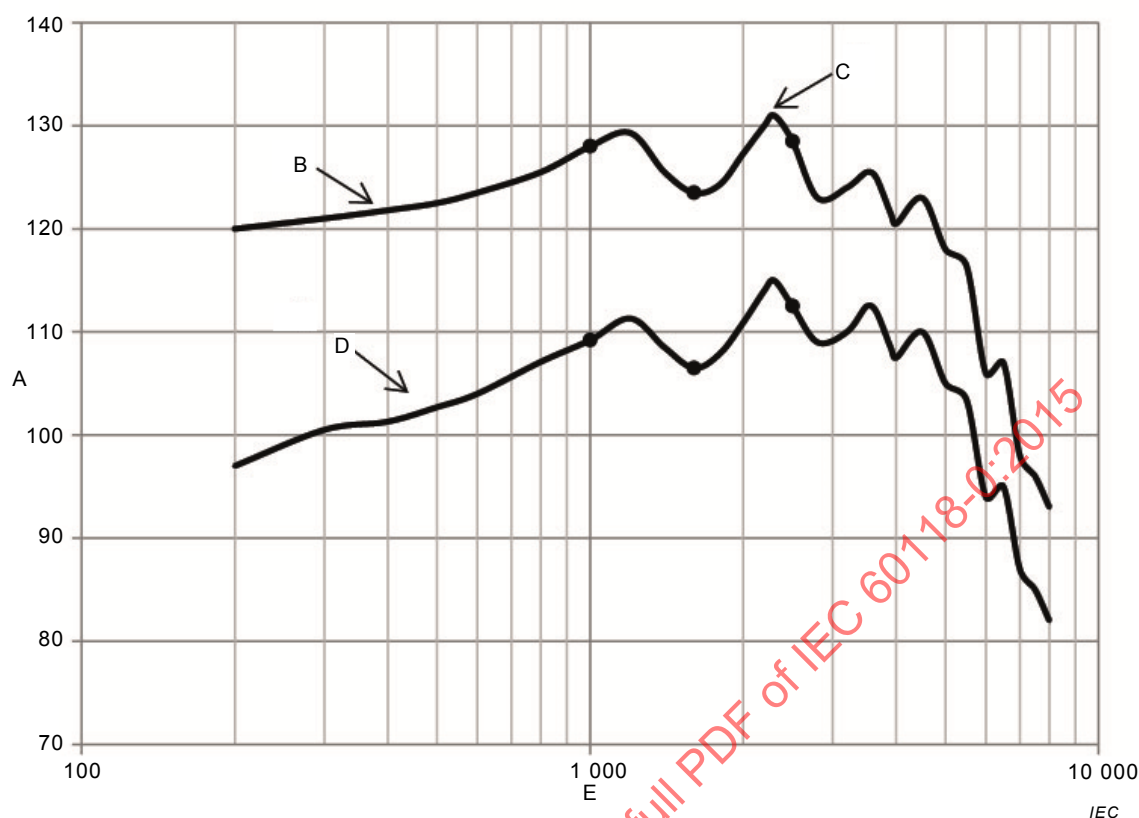
7.1 Courbes de réponse en fréquence

Toutes les courbes publiées montrant la variation d'un paramètre en fonction de la fréquence doivent être tracées sur un papier quadrillé utilisant une échelle des ordonnées linéaire en décibels et une échelle des abscisses logarithmique en fréquence, la longueur d'une décade sur l'échelle des abscisses étant égale à la longueur correspondant à $50\text{ dB} \pm 2\text{ dB}$ sur l'échelle des ordonnées.

7.2 Courbe de réponse en fréquence OSPL90

La procédure d'essai relative à la courbe de réponse en fréquence du niveau de pression acoustique de sortie pour un niveau de pression acoustique d'entrée de 90 dB (courbe de réponse en fréquence OSPL90) est la suivante.

- Programmer et/ou régler la commande de gain à la position maximale et régler les autres commandes comme indiqué en 6.4.3.
- Tout en maintenant le niveau de pression acoustique d'entrée constant à 90 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz. Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence OSPL90 ainsi obtenue.
- Déduire à partir des données ci-dessus la valeur OSPL90 maximale et les valeurs de sortie HFA-OSPL90 (Figure 4).



Légende

- A Sortie de l'appareil de correction auditive (SPL en décibels)
- B Courbe OSPL90
- C Valeur OSPL90 maximale
- D Courbe de réponse en fréquence fondamentale
- E Fréquence (en hertz)

Figure 4 – Exemple de courbe OSPL90 et de courbe de réponse en fréquence fondamentale

7.3 Courbe de réponse en gain intégral

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Programmer et/ou régler la commande de gain à la position maximale et régler les autres commandes comme indiqué en 6.4.3.
- b) Tout en maintenant le niveau de pression acoustique d'entrée constant à 50 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz. Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence de gain intégral ainsi obtenue.
- c) Le gain intégral est enregistré comme la différence obtenue en retranchant 50 dB du SPL du coupleur acoustique en fonction de la fréquence.
- d) Déduire à partir des données ci-dessus le gain intégral maximal et la valeur HFA-FOG.

7.4 Courbe de réponse en fréquence fondamentale

7.4.1 Procédure d'essai

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Programmer et/ou régler la commande de gain à la valeur RTS et régler les autres commandes comme indiqué en 6.4.3.

- b) Tout en maintenant le niveau de pression acoustique d'entrée constant à 60 dB, faire varier la fréquence de la source sonore dans la plage de fréquences de 200 Hz à 8 000 Hz. Mesurer et enregistrer la courbe de réponse en fréquence fondamentale ainsi obtenue (voir Figure 5).
- c) En option, répéter la mesure et l'enregistrement pour d'autres valeurs du niveau de pression acoustique d'entrée qui montreront de manière adéquate le comportement de l'appareil de correction auditive à différents niveaux d'entrée.

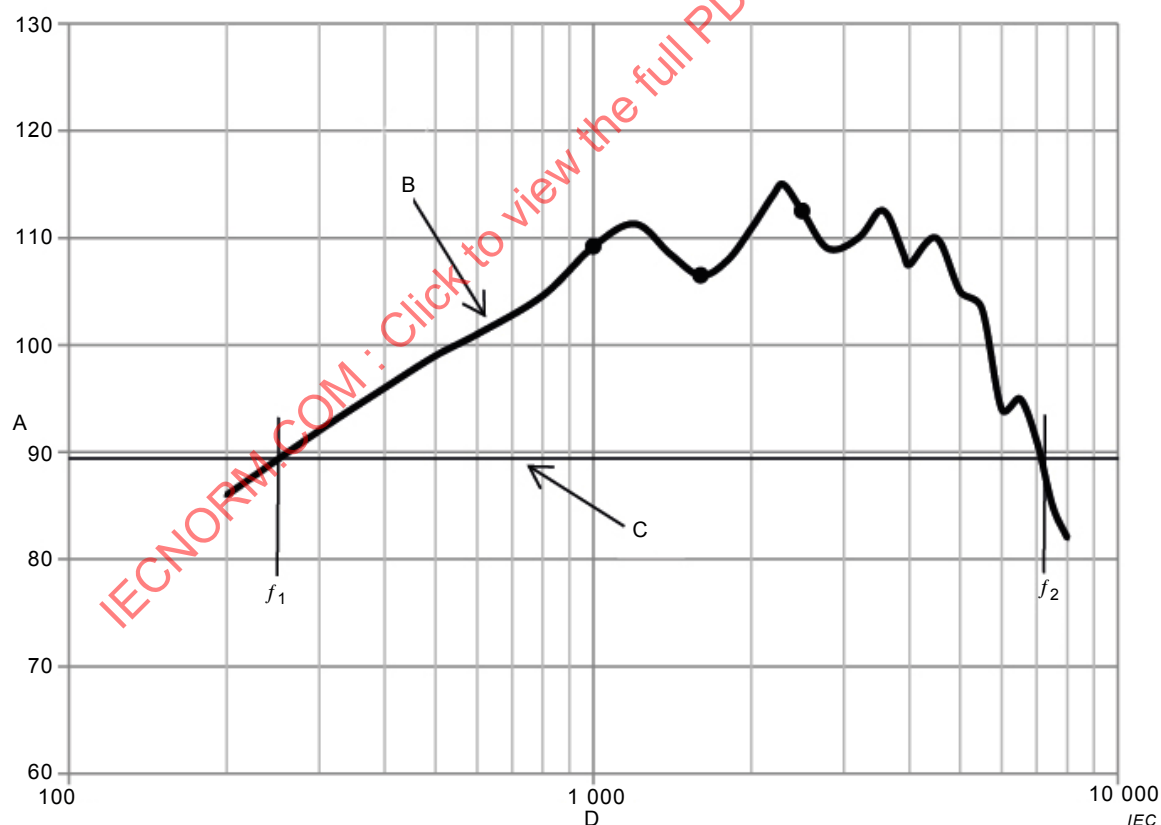
Pour les appareils de correction auditive avec des microphones directionnels, la mesure peut être faite sur un certain nombre d'orientations indiquées par rapport à l'orientation décrite en 6.3.

7.4.2 Plage de fréquences

La procédure d'essai est la suivante.

- a) Déduire à partir des mesures ci-dessus le niveau HFA de sortie.
- b) Déterminer les fréquences les plus faibles (f_1) et les plus élevées (f_2) auxquelles la courbe de réponse en fréquence a la valeur du niveau de sortie HFA moins 20 dB (voir Figure 5).
- c) La plage de fréquences est assignée comme étant de f_1 à f_2 .

Si les valeurs f_1 et f_2 ne peuvent pas être déterminées parce qu'elles sortiraient de la plage de fréquences, elles peuvent être représentées comme étant < 200 Hz et $> 8\,000$ Hz.



Légende

- A Sortie de l'appareil de correction auditive (SPL en décibels)
- B Courbe de réponse en fréquence fondamentale
- C Niveau HFA moins 20 dB
- D Fréquence (en hertz)

Figure 5 – Exemple de détermination de la plage de fréquences à partir de la courbe de réponse en fréquence fondamentale

7.4.3 Gain de référence pour les essais (RTG)

Indiquer le gain de référence pour les essais comme étant le gain HFA avec la commande de gain à la valeur RTS et un SPL d'entrée de 60 dB. Le gain de référence pour les essais doit être indiqué à titre informatif.

7.5 Distorsion harmonique totale

La procédure d'essai est la suivante.

- Programmer et/ou régler la commande de gain à la valeur RTS et régler les autres commandes comme indiqué en 6.4.3.
- Mesurer et indiquer la distorsion harmonique totale en pourcentage aux fréquences et niveaux indiqués dans le Tableau 2 (les fréquences effectivement utilisées doivent être indiquées).
- Si la courbe de réponse en une fréquence spécifiée augmente de 12 dB ou plus entre une fréquence d'essai de distorsion et sa deuxième harmonique, les essais de distorsion à cette fréquence peuvent être omis.

NOTE Il convient de faire attention lors de la mesure de la distorsion harmonique totale, car des erreurs peuvent être provoquées par des signaux parasites (bruit et ronflements, par exemple).

Tableau 2 – Fréquences d'essai de distorsion et niveaux de pression acoustique d'entrée

Fréquence d'essai de distorsion	SPL d'entrée
500 Hz	70 dB
800 Hz	70 dB
1 600 Hz	65 dB
3 200 Hz	60 dB

7.6 Bruit d'entrée équivalent

Le bruit d'entrée équivalent à large bande est mesuré de la manière suivante.

- La source sonore étant désactivée, mesurer le niveau de pression acoustique du bruit ambiant dans l'espace d'essai au point de référence de l'appareil de correction en utilisant une bande passante de mesure de 200 Hz à 8 000 Hz et un temps d'intégration d'au moins 0,5 s. Le bruit ambiant dans l'espace d'essai doit être au moins 10 dB inférieur au niveau de bruit d'entrée équivalent tel que calculé en f);
- Programmer et/ou régler la commande de gain à la valeur RTS et régler les autres commandes comme indiqué en 6.4.3.
- Déterminer le gain HFA pour un SPL d'entrée de 50 dB.
- Désactiver la source sonore d'entrée.
- Mesurer le niveau de pression acoustique du bruit de sortie en régime établi en utilisant une bande passante de mesure de 200 Hz à 8 000 Hz et un temps d'intégration d'au moins 0,5 s. Pour déterminer si le bruit de l'équipement d'essai est suffisamment bas, il convient que le bruit mesuré diminue d'au moins 10 dB lorsque l'appareil de correction auditive est désactivé.
- Calculer le niveau de bruit d'entrée équivalent à partir de la formule suivante:
niveau de bruit d'entrée équivalent = (SPL de bruit de sortie total) moins (gain de sortie HFA pour un SPL d'entrée de 50 dB).

Si l'expansion à faible niveau est active dans l'appareil de correction auditive pendant la mesure, cette condition doit être indiquée par le fabricant.