

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



**Electroacoustics – Hearing aids –
Part 16: Definition and verification of hearing aid features**

**Électroacoustique – Appareils de correction auditive –
Partie 16: Définition et vérification des caractéristiques des appareils de
correction auditive**

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-16:2022



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2022 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 Secretariat
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland

Tel.: +41 22 919 02 11
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 corrigendum or an amendment might have been published.

IEC publications search - webstore.iec.ch/advsearchform

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 It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

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

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

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

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

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary on electrotechnology, containing more than 22 300 terminological entries in English and French, with equivalent terms in 19 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

A propos de l'IEC

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

A propos des publications IEC

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

Recherche de publications IEC -

webstore.iec.ch/advsearchform

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

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

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

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

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

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire d'électrotechnologie en ligne au monde, avec plus de 22 300 articles terminologiques en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 19 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



**Electroacoustics – Hearing aids –
Part 16: Definition and verification of hearing aid features**

**Électroacoustique – Appareils de correction auditive –
Partie 16: Définition et vérification des caractéristiques des appareils de
correction auditive**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-8322-1088-7

**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.....	4
1 Scope.....	6
2 Normative references	6
3 Terms and definitions	6
4 Application to non-air-conduction hearing aids.....	10
5 Test equipment.....	10
5.1 Acoustical requirements.....	10
5.2 Examples of test signals for common listening situations	11
6 Verification of noise reduction.....	11
6.1 Noise reduction for speech enhancement.....	11
6.2 Gain reduction for noise.....	12
7 Strategies of hearing aid programs and their verification.....	13
7.1 General.....	13
7.2 User-selected hearing aid programs.....	13
7.2.1 Description	13
7.2.2 Verification	13
7.3 Automatically-selected hearing aid programs depending on listening situation.....	14
7.3.1 Description	14
7.3.2 Verification by setting a marker.....	15
7.3.3 Verification using a linear gain configuration.....	15
8 Verification of feedback reduction.....	16
8.1 General.....	16
8.2 Coupling of the hearing aid.....	16
8.3 Measurement procedure.....	16
8.4 Post processing	17
9 Verification of the number of hearing aid channels.....	18
9.1 Visualization of the effect of multichannel signal processing	18
9.2 Evaluation of the number of independent channels	19
10 Verification of an output limiter	20
Annex A (informative) Coupling of the hearing aid to the measurement coupler in order to provoke feedback	21
A.1 Simplified coupling of air-conduction hearing aids to the 2 cm ³ acoustic coupler	21
A.2 Head and torso simulator with vented ear canal extension	22
Annex B (informative) Particular guidance	24
B.1 Verification of user selected hearing aid programs	24
B.2 Automatically-selected hearing aid programs depending on listening situation.....	25
B.2.1 Verification by setting a marker.....	25
B.2.2 Verification by using a linear gain configuration	27
Bibliography.....	29
Figure 1 – Visualization of user selected HAPs	13
Figure 2 – Visualization of automatically-selected HAPs depending on listening situation.....	14

Figure 3 – Example of the plot of the results of the feedback reduction measurement.....	18
Figure A.1 – Simplified coupling of air-conduction hearing aids with one microphone to the 2 cm ³ acoustic coupler to provoke feedback	21
Figure A.2 – Simplified coupling of air-conduction hearing aids with two microphones to the 2 cm ³ acoustic coupler to provoke feedback	22
Figure A.3 – Head and torso simulator for the measurement of air-conduction hearing aids according to IEC/TS 60318-7 together with an ear simulator according to IEC 60318-4 and a vented ear canal extension	22
Figure A.4 – Example for a vented ear canal extension with medium flow (left) and high flow (right)	23
Figure B.1 – Visualization of the verification of user-selected hearing aid programs.....	24
Figure B.2 – Visualization of the measurement of the reference data for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker.....	25
Figure B.3 – Visualization of the measurement for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker where a marker is set to the hearing aid program 1	26
Figure B.4 – Visualization of the measurement for the verification of automatically-selected hearing aid programs by using a linear gain configuration	28
Table 1 – Examples of test signals for different listening situations	11
Table 2 – Symbols used for the evaluation and results of the feedback reduction measurement.....	17
Table 3 – Example results of the procedure for the verification of multichannel signal processing	19
Table B.1 – Example results for the verification of user selected hearing aid programs.....	24
Table B.2 – Example results for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker.....	27
Table B.3 – Example for the evaluation of the results for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker.....	27

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

ELECTROACOUSTICS – HEARING AIDS –**Part 16: Definition and verification of hearing aid features****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.

IEC 60118-16 has been prepared by technical committee 29: Electroacoustics. It is an International Standard.

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

Draft	Report on voting
29/1110/FDIS	29/1116/RVD

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

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

This document was drafted in accordance with ISO/IEC Directives, Part 2, and developed in accordance with ISO/IEC Directives, Part 1 and ISO/IEC Directives, IEC Supplement, available at www.iec.ch/members_experts/refdocs. The main document types developed by IEC are described in greater detail at <http://www.iec.ch/standardsdev/publications>.

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.

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

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

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

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-16:2022

ELECTROACOUSTICS – HEARING AIDS –

Part 16: Definition and verification of hearing aid features

1 Scope

This part of IEC 60118 gives definitions for common hearing aid features such as noise reduction or feedback reduction, etc. Only acoustical inputs are considered. Binaural features are currently not covered in this document. In addition, measurement procedures are described to verify hearing aid features. The objective is not to evaluate the performance of features but to verify their existence and functionality.

Furthermore, definitions and procedures are kept as general as possible so that this document can be applied to various types of hearing aids, for example, air-conduction hearing aids or bone conduction hearing aids. To this end, the general definition for the term "hearing aid" given in IEC 60118-0 is adopted, and this document does not refer to any specific ear simulator or acoustic coupler but uses a general definition of a coupler. However, if a general view is not applicable or leads to unclear or complex wording, the situation for an air-conduction hearing aid only is considered. Nevertheless, an explanation is given on how this document can be applied to hearing aids which do not use air conduction.

2 Normative references

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

IEC 60118-0:—¹, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids*

IEC 60118-15, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 15: Methods for characterising signal processing in hearing aids with a speech-like signal*

IEC 61260-1, *Electroacoustics – Octave-band and fractional-octave-band filters – Part 1: Specifications*

ISO 21748, *Guidance for the use of repeatability, reproducibility and trueness estimates in measurement uncertainty evaluation*

3 Terms and definitions

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

ISO and IEC maintain terminological databases for use in standardization at the following addresses:

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

¹ Fourth edition under preparation. Stage at the time of publication: IEC FDIS 60118-0:2022

3.1**sound pressure level****SPL**

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

[SOURCE: ISO/TR 25417:2007, 2.2, modified – The abbreviated term has been added and the symbol, formula and notes to entry have been omitted.]

3.2**1/f noise****pink noise**

random noise having a continuous spectrum and such that the power spectral density is proportional to the reciprocal of the frequency in the frequency range considered

3.3**signal-to-noise ratio****SNR**

difference in sound pressure level between the target signal, usually speech, and the interference signal, usually noise

3.4**hearing aid**

wearable instrument intended to aid a person with impaired hearing

[SOURCE: IEC 60118-0:—, 3.2]

3.5**reference point**

point related to the hearing aid sound inlet port(s) for the purpose of defining the position of the hearing aid

3.6**hearing aid user**

person wearing a hearing aid to alleviate hearing impairment

3.7**measurement coupler**

device through which the output of a hearing aid can be measured

Note 1 to entry. For an air-conduction hearing aid, usually the acoustic coupler according to IEC 60318-5 or the occluded-ear simulator according to IEC 60318-4 is used as a measurement coupler and for a bone conduction hearing aid, the coupler according to IEC 60318-6 or a skull simulator is used.

3.8**hearing aid program****HAP**

set of parameters, defining at least the frequency characteristic and possibly other parameters of the signal processing of a hearing aid that can be selected by the hearing aid user or that are automatically selected by the hearing aid to adapt the signal processing to specific listening situations

3.9

configurable hearing aid program

configurable HAP

hearing aid program with an adjustable set of parameters, which can be configured and reconfigured to meet the individual needs of the hearing aid user without influencing the processing in other programs

Note 1 to entry: Usually fitting software provided by the hearing aid manufacturer, a computer and a programming interface are used to configure the set of parameters.

Note 2 to entry: The fact that a hearing aid program is configurable has the benefit that the signal processing can be optimized to the individual needs, for example, for a specific listening situation for this specific user.

3.10

non-configurable hearing aid program

non-configurable HAP

hearing aid program configured by the manufacturer or automatically by the hearing aid depending on the listening situation, which cannot be reconfigured either by the hearing aid user or by using the fitting software without influencing the processing in other programs

3.11

listening situation

situation in which a hearing aid user requires a specific signal processing

Note 1 to entry: This definition is intentionally different from the term "acoustic environment" in ISO 12913-1:2014, 2.2 and 3.4.

3.12

noise reduction

feature of the signal processing of a hearing aid intended to reduce noise with respect to the absolute level or relative to the level of a target signal

3.13

noise reduction for speech enhancement

feature of the signal processing of a hearing aid intended to increase the signal-to-noise ratio even if speech and noise are presented simultaneously from the same direction and have the same long-term average spectrum

Note 1 to entry: It is possible that the increase in signal-to-noise ratio will not increase speech intelligibility.

3.14

gain reduction for noise

feature of the signal processing of a hearing aid intended to decrease the gain for noise compared to the gain for speech even if speech and noise are presented successively from the same direction and have the same long-term average spectrum

3.15

feedback

return of some of the energy of the output signal from the hearing aid to the input of the same hearing aid

3.16

critical feedback condition

situation where feedback causes a whistling noise at the output of the hearing aid

3.17**feedback reduction**

feature of the signal processing of a hearing aid to reduce or completely avoid the occurrence of the critical feedback condition without reducing gain

Note 1 to entry: Changing the feedback path, by, for example, increasing the sealing of the earmold, is not a part of the signal processing and therefore not understood as feedback reduction.

3.18**hearing aid channel**

feature of the signal processing of a hearing aid that enables individual adjustment of the gain and the parameters of an automatic gain control for a certain frequency range

Note 1 to entry: A hearing aid channel can consist of multiple hearing aid bands.

3.19**hearing aid band**

feature of the signal processing of a hearing aid that enables individual adjustment of the gain for a certain frequency range

3.20**maximum power output****MPO**

maximum level at the output of the hearing aid which is adjustable by the output limiter

3.21**output limiter**

feature of a hearing aid that allows one to define and redefine a limit for maximum power output (MPO)

3.22**fitted maximum output sound pressure level****fitted OSPL90**

maximum output SPL of a hearing aid when measured after fitting with 90 dB input SPL

[SOURCE: IEC 60601-2-66:2019, 201.3.206, modified – Note to entry has been omitted.]

3.23**functional test setting****FTS**

setting of the hearing aid where all accessible features in the fitting software are manually disabled and a linear gain is applied equally to the reference test setting of the gain control according to IEC 60118-0

Note 1 to entry: The difference between reference test setting (RTS) as defined in IEC 60118-0 and the functional test setting (FTS) is due to the fact that not always all features are accessible in the fitting software and can be disabled.

3.24**rank**

<of a matrix> number of singular values of a matrix A that are equal to or exceed 0,95 which is written as $\text{rank}(A)$

3.25**singular values**

<of a matrix> number of positive real values in linear algebra which can be computed for a matrix as a result of a singular value decomposition (SVD)

4 Application to non-air-conduction hearing aids

Definitions and procedures in this document are kept as general as possible so that this document can be applied to various types of hearing aids, for example, air-conduction hearing aids or bone conduction hearing aids. However, in some subclauses and definitions, a general view is not applicable or leads to an unclear or complex wording so that only air-conduction hearing aids are considered.

NOTE For example, a sound pressure level is considered for the output signal of the hearing aid. However, this holds for air-conduction hearing aids only. For bone conduction, the output is a force, and for other devices the output can be any other physical quantity.

To apply this document to devices other than air-conduction hearing aids, it is required that:

- the input signal is an acoustic sound pressure,
- the output signal can be quantified by another physical quantity,
- and a measurement coupler exists that enables the measurement of this physical quantity at the output of the hearing aid.

For bone conduction hearing aids, the output sound pressure level shall be replaced by an output force level. In addition, for bone conduction hearing aids, references to IEC 60118-0 shall be understood as references to IEC 60118-9.

5 Test equipment

5.1 Acoustical requirements

For the presentation of acoustical input signals, as the test space a test room or a test box can be used and the following requirements apply.

- a) The input sound pressure level at the hearing aid reference point shall be controlled and monitored by means of a reference microphone (pressure method) or by using the substitution method according to IEC 60118-0.
- b) The sound pressure level indicated by the reference microphone shall be accurate within ± 2 dB for sinusoidal input signals with sound pressure levels between 40 dB SPL to 90 dB SPL over the frequency range from 100 Hz to 10 kHz. A reduced frequency range from 200 Hz to 8 000 Hz or from 200 Hz to 5 kHz may be used and shall be stated.
- c) The measurement of sound pressure levels with the reference microphone shall be accurate within $\pm 0,5$ dB at the frequency of calibration.
- d) The measurement of sound pressure levels with the reference microphone shall be accurate within $\pm 1,5$ dB in the range from 200 Hz to 4 000 Hz and ± 2 dB in the range from 4 000 Hz to 10 000 Hz for frequencies that are not calibrated (see list item c)).
- e) The accuracy of measurements with the measurement coupler shall be stated for the frequency of calibration.
- f) For the measurement coupler, the expanded uncertainty for the indication of output level relative to the indication at the frequency of calibration shall be stated for a frequency range of 200 Hz to 5 000 Hz, 200 Hz to 8 000 Hz, and 100 Hz to 10 000 Hz, if possible. A frequency specific uncertainty or the greatest uncertainty within the frequency range can be stated.
- g) Octave-band and fractional-octave-band filters according to class 1 or class 2 of IEC 61260-1 shall be used.
- h) Unwanted stimuli in the acoustic test space, such as ambient noise and mechanical vibrations 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 when the signal source is switched off.

5.2 Examples of test signals for common listening situations

In Table 1, a list of test signals is provided that can be used for the different listening situations. As speech signal, the international speech test signal (ISTS) as defined in IEC 60118-15 is used (see also [8]²). In addition, as a speech shaped noise the international female masking noise (IFnoise) with the same long-term average spectrum as the ISTS is considered [9]. All examples of test signals listed in Table 1 have a crest factor < 20 dB. If other signals are used, these signals shall also have a crest factor < 20 dB.

Table 1 – Examples of test signals for different listening situations

Listening situation	Test signal
Speech in quiet	ISTS at 55 dB SPL
Speech in quiet	ISTS at 65 dB SPL
Speech in noise	ISTS at 70 dB SPL mixed with IFnoise at 68 dB SPL
Speech in babble noise	ISTS at 70 dB SPL mixed with ICRA noise track 7 at 65 dB SPL
Noise	IFnoise at 70 dB SPL
Noise	Traffic noise car motorway at 70 dB SPL
Noise	1/f noise at a 1/3-octave-band-level of 50 dB and with a frequency range of 100 Hz to 10 000 Hz
Noise	1/f noise at a 1/3-octave-band-level of 50 dB and with a frequency range of 200 Hz to 8 000 Hz
Noise	1/f noise at a 1/3-octave-band-level of 50 dB and with a frequency range of 200 Hz to 5 000 Hz
Noise	1/f noise at a 1/3-octave-band-level of 50 dB and with a frequency range of 1 000 Hz to 5 000 Hz
Music	Orchestra at 75 dB SPL
Music	Piano at 75 dB SPL

6 Verification of noise reduction

6.1 Noise reduction for speech enhancement

The following procedure describes a method to verify the existence and functionality of the noise reduction for speech enhancement according to the phase inversion method described in [10] or [11]. All signals are presented acoustically from the same sound source. Moreover, the frequency range of the output signals should be limited to a frequency range of 200 Hz to 5 000 Hz.

- a) Program the device to FTS and reduce the gain additionally by 10 dB or as defined by the manufacturer.
- b) Activate the noise reduction for speech enhancement.
- c) Present a sequence containing the following signals to the hearing aid and record the output signals:
 - 5 s; pause (part 1, resulting in the recorded output signal y_1);
 - 60 s; ISTS at 70 dB SPL mixed with IFnoise at 68 dB SPL or at levels as defined by the manufacturer (part 2, resulting in the recorded output signal y_2);
 - 5 s; pause (part 3, resulting in the recorded output signal y_3);

² Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

- 60 s; ISTS at 70 dB SPL mixed with IFnoise with inverted phase at 68 dB SPL or at levels as defined by the manufacturer (part 4, resulting in the recorded output signal y_4);
- 5 s; pause (part 5, resulting in the recorded output signal y_5);
- 60 s; ISTS with inverted phase at 70 dB SPL mixed with IFnoise with inverted phase at 68 dB SPL or at levels as defined by the manufacturer (part 6, optional, resulting in the recorded output signal y_6);
- 5 s; pause (part 7, optional, resulting in the recorded output signal y_7).

d) Superpose the recordings in the following way:

$$s = \frac{1}{2}(y_2 + y_4) \quad \text{processed speech signal} \quad (1)$$

$$n = \frac{1}{2}(y_2 - y_4) \quad \text{processed noise signal} \quad (2)$$

$$v = \frac{1}{2}(y_2 + y_6) \quad \text{verification signal (optional)} \quad (3)$$

NOTE The relative time alignment of the output signals is critical for this post-processing. An appropriate time alignment can usually be reached for instance by presenting all parts of the signal within one signal and cutting the recorded signal according to the corresponding number of samples.

- e) Compute the sound pressure level L_s of the processed speech signal s , L_n of the processed noise signal n , and L_v of the test signal v . For each signal, the interval between 15 s to 60 s is considered only.
- f) As an optional verification of the measurement setup, L_v shall be 10 dB lower than L_s and L_n .
- g) The difference $L_s - L_n$ is the SNR at the output of the hearing aid. If this output SNR is at least 1 dB higher than the SNR of the input signal, the existence and functionality of the noise reduction for speech enhancement have been verified.

6.2 Gain reduction for noise

The following procedure describes a method to verify the existence and functionality of a noise reduction, which reduces the gain if only noise is available. All signals are presented acoustically from the same sound source. Moreover, the frequency range of the output signals should be limited to a frequency range of 200 Hz to 5 000 Hz.

- a) Program the device to FTS and additionally reduce the gain by 10 dB or as defined by the manufacturer.
- b) Activate the gain reduction for noise.
- c) Present a sequence containing the following signals to the hearing aid and record the output signals:
 - 5 s; pause (part 1, resulting in the recorded output signal y_1);
 - 60 s; ISTS at 70 dB SPL or as defined by the manufacturer but equal to the level of the IFnoise in part 4 (part 2, resulting in the recorded output signal y_2);
 - 5 s; pause (part 3, resulting in the recorded output signal y_3);
 - 60 s; IFnoise at 70 dB SPL or as defined by the manufacturer but equal to the level of the ISTS in part 2 (part 4, resulting in the recorded output signal y_4);

- 5 s; pause (part 5, resulting in the recorded output signal y_5).
- d) Compute the sound pressure level of y_2 and y_4 for the interval of 15 s to 60 s which results in L_2 , L_4 .
- e) If the difference $L_2 - L_4$ is higher than 2 dB, the existence and functionality of the gain reduction for noise have been verified.

7 Strategies of hearing aid programs and their verification

7.1 General

Clause 7 describes how to verify the existence of the different types of HAPs – user selected HAPs and automatically-selected HAPs depending on the listening situation – which are configurable or non-configurable. HAPs not related to acoustical input are not included in this document. Each of the following test procedures distinguishes between a number of hearing aid programs, which should be considered independently and cannot be directly summed up to a total number of programs. In addition, Annex B includes particular guidance and examples for all of the following test procedures.

7.2 User-selected hearing aid programs

7.2.1 Description

For this strategy, a specific number of hearing aid programs can be selected by the hearing aid user. To this end, the user has to classify the listening situation and choose the appropriate HAP accordingly (see Figure 1).

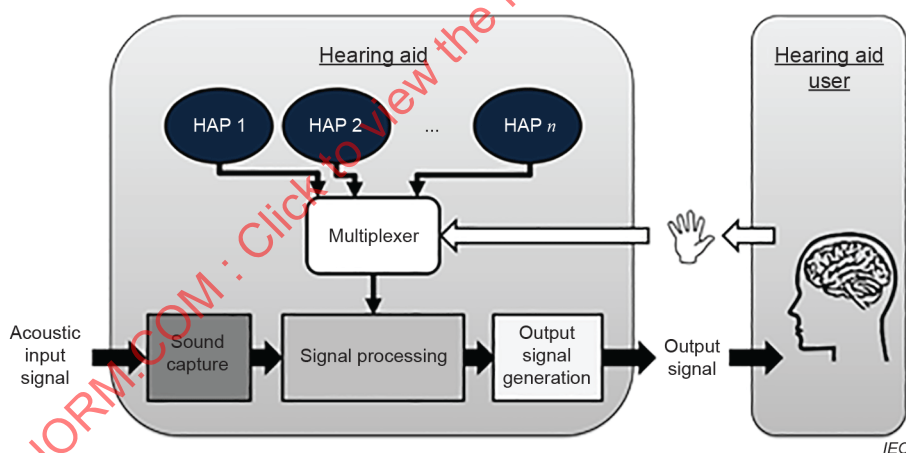


Figure 1 – Visualization of user selected HAPs

7.2.2 Verification

For the verification of user-selected HAPs, each of the programs shall be defined by a different signal processing strategy or set of parameters. If any two HAPs are defined by the same strategy or parameters, they will be regarded as being the same program. In the case of configurable HAPs, it shall be ensured that different programs provide different output characteristics.

If the change of a HAP affects the directional characteristics of the hearing aid only, this shall be considered in the signal presentation, for example, by presenting signals from different directions.

Before the verification, one shall choose an input signal, for example, ISTS with 65 dB. Then, the verification consists of the following steps.

- Fill the memory slots in the hearing aid with the required number n of different user-selected HAPs using the fitting software.
- Switch to each HAP and measure the corresponding output signal. The switching between programs shall be as performed by the user; a switching with the fitting software is not valid.
- Compute the difference in 1/3-octave-band levels from 800 Hz to 5 kHz pairwise between all output signals and calculate the root mean square of these 1/3-octave-band level differences in decibels. Record the calculated difference with a precision of one decimal point.
- Build a matrix A of pairwise comparisons where the entries are 1 (unity), if the 1/3-octave-band gain differences is 2 dB larger than the relative measurement uncertainty between multiple measurements according to ISO 21748, and 0 (zero) otherwise (see Clause B.1).

NOTE A is a $n \times n$ symmetric matrix with a main diagonal of zeros.

- The number of different HAPs selectable by the user n_{meas} computes as

$$n_{\text{meas}} = \begin{cases} 1 & \text{if } \text{rank}(A) = 0 \\ \text{rank}(A) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

7.3 Automatically-selected hearing aid programs depending on listening situation

7.3.1 Description

For the automatic selection of HAPs, the hearing aid shall include a signal classification that is able to distinguish between different listening situations. Using this classification, the hearing aid then selects or blends the appropriate program (see Figure 2).

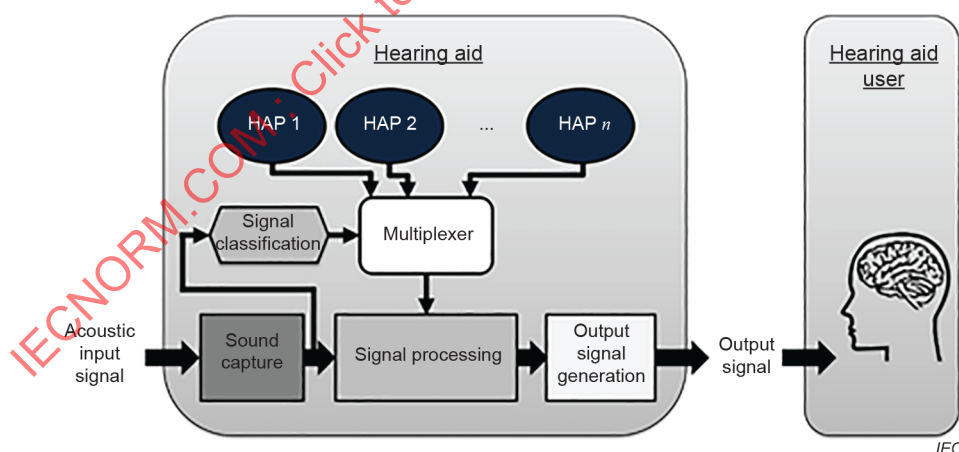


Figure 2 – Visualization of automatically-selected HAPs depending on listening situation

In 7.3.2 and 7.3.3, two procedures are described to verify the existence of automatically-selected HAPs. The procedure of 7.3.2 gives a deeper insight into the functionality since confusions during the automatic selection are also noticeable. Nevertheless, this procedure is only applicable to configurable HAPs so that non-configurable HAPs should be verified with the procedure of 7.3.3.

7.3.2 Verification by setting a marker

If the automatic selection of HAPs is considered, the switching to a specific HAP is triggered by a specific listening situation [12]. Thus, a different input signal representing a specific listening situation is required for each HAP. Here, the signals of Clause 5 can be used. For reasons of clarity, the order of presentation shall be equal to the order of the HAPs, i.e., input signal 1 shall aim to trigger hearing aid program 1, etc.

If the change of a hearing aid program affects the directional characteristics of the hearing aid only or it is triggered by sound direction, this shall be considered in the signal presentation, for example, by presenting signals from different directions.

The verification consists of the following steps.

- a) Present each input signal for 60 s, measure the corresponding output signal, and save this output signal as reference. For the following evaluation, only the output signal in the interval of 15 s to 60 s or as specified by the manufacturer shall be considered.

NOTE For this step, no requirements have to be defined for the adjustment of the hearing aid programs.

In contrast to 7.1, the different hearing aid programs may also be programmed with the same set of parameters.

- b) Adjust the first HAP so that the root mean square of the 1/3-octave-band-levels from 800 Hz to 5 kHz shows a difference of at least 2 dB compared to the results obtained in step a). This is understood as setting a marker to the first HAP. All other HAPs shall be adjusted as in step a). Present each input signal, measure and save the corresponding output signal. Repeat this step successively for all other HAPs until each of the HAPs has been marked once.
- c) Compute the root mean square of the difference in 1/3-octave-band-levels from 800 Hz to 5 kHz between the output signals of step b) and the corresponding reference signals of step a) and record the calculated difference with a precision of one decimal point. If this difference is 2 dB larger than the relative measurement uncertainty between multiple measurements according to ISO 21748, a marker has been detected.
- d) For the verification, each listening situation is considered separately. If a marker can be detected for the corresponding input signal only, the functionality of a HAP is verified. This procedure shall be repeated for all listening situations. The total number of HAPs corresponds to the number of HAPs where the functionality has been verified (see B.2.1).

7.3.3 Verification using a linear gain configuration

During the following procedure, all signals shall be presented from the same direction with a length of 60 s and, for the evaluation, the interval between 15 s and 60 s shall be considered only. If the sound direction has an influence on which hearing aid programs are triggered, all the following steps shall be repeated for other directions of the sound source.

- a) Program the device to a linear setting so that the ISTS at 55 dB SPL and 75 dB SPL is linearly processed. All other adaptive features are turned on or configured as defined by the manufacturer.
- b) Present the ISTS at 55 dB SPL and 75 dB SPL and record the output signals. Compute for both input levels the gains (level difference between output and input) for each of the 1/3-octave-bands from 800 Hz to 5 kHz. The gains for the ISTS at 55 dB SPL and 75 dB SPL shall be equal within a range of 2 dB for all 1/3-octave-bands from 800 Hz to 5 kHz.
- c) Present n other signals representing the intended listening situations at sound pressure levels between 55 dB SPL and 75 dB SPL. If it is desired also to present signals below 55 dB SPL or above 75 dB SPL, the linearity of the signal processing shall also be shown for the ISTS at those input levels as described in step b). Compute each time the gains for all 1/3-octave-bands from 800 Hz to 5 kHz. All test signals shall fulfil the requirement on the crest factor as defined in 5.2.

- d) Compute the difference in gain pairwise between all 1/3-octave-bands from 800 Hz to 5 kHz and calculate the root mean square of these 1/3-octave-band gain differences (in logarithmic scale in decibel). Record the calculated difference with a precision of one decimal point.
- e) Build a matrix A of a pairwise comparison where the entries are one, if the 1/3-octave-band gain differences is 2 dB larger than the relative measurement uncertainty between multiple measurements according to ISO 21748 and zero otherwise (see B.2.2). The matrix A is a $n \times n$ symmetric matrix with a main diagonal of zeros.
- f) The number of different automatically-selected HAPs depending on listening situation n_{meas} computes as

$$n_{\text{meas}} = \begin{cases} 1 & \text{if rank}(A) = 0 \\ > 10 & \text{if rank}(A) > 10 \\ \text{rank}(A) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

Due to numerical reasons, the test procedure should not be used to verify the existence of more than 10 automatically-selected HAPs so that the result is $n_{\text{meas}} > 10$ if $\text{rank}(A) > 10$.

8 Verification of feedback reduction

8.1 General

Clause 8 provides a procedure to verify the existence of effective feedback reduction in a hearing aid. To this end, it is verified if the activation of the feedback reduction allows the maximum gain of the hearing aid to be increased by at least 5 dB before a critical feedback condition occurs.

8.2 Coupling of the hearing aid

The hearing aid shall be attached to the measurement coupler in such a way that a significant part of the energy of the output signal from the hearing aid is returned to the input, so that a critical feedback condition can occur for higher gains with feedback reduction deactivated. The coupling of the hearing aid to the measurement coupler shall be documented. Annex A includes some examples for the coupling of air-conduction hearing aids.

If no attachment can be found where a critical feedback condition occurs even for full-on gain, the feedback reduction for this device cannot be tested as described in this document. In such a case, it should be stated that the device does not create a critical feedback condition, and the test result should be specified as "no critical feedback could be provoked".

NOTE Critical feedback can sometimes be provoked by putting a box or shell around the measurement coupler and the hearing aid.

8.3 Measurement procedure

- a) Program the device to FTS.
- b) Apply a band limited 1/f noise with a frequency range from 1 000 Hz to 5 000 Hz with 1/12-octave-band-levels of 44 dB. If not specified otherwise by the manufacturer, for this step and for all other steps, the 1/f noise should be presented for 10 s and the last 5 s should be evaluated.
- c) Program the device so that the gains in the 1/12-octave-bands from 1 000 Hz to 5 000 Hz are equal within a tolerance of ± 10 dB and that the mean gain within this frequency range is as low as possible.
- d) Save the 1/12-octave-band-levels as reference.

- e) Use the fitting software to increase the gain for all frequencies in steps of 5 dB (± 2 dB), and perform each time the following steps:
- save the 1/12-octave-band-levels over frequency in the range from 1 000 Hz to 5 000 Hz;
 - compute the difference of all 1/12-octave-band-levels to the reference;
 - compute the mean overall 1/12-octave-band-level differences between 1 000 Hz and 5 000 Hz and subtract this value from each of the 1/12-octave-band-level differences. This result is denoted as the normalized 1/12-octave-band-level difference spectrum.
 - stop increasing the gain,
 - if any 1/12-octave-band-level in the range from 1 000 Hz to 5 000 Hz reaches saturation. In this case, try another attachment where the critical feedback condition occurs before reaching saturation. If this is not possible, the test result should be specified as "no critical feedback could be provoked" as explained in 8.2.
 - or if any value of the normalized 1/12-octave-band-level difference spectrum is higher than 5 dB. The centre frequencies of all 1/12-octave-bands where this condition is fulfilled are noted as feedback frequencies.
- f) Restore the gain as adjusted in step c) and activate the feedback reduction. If the feedback reduction provides multiple parameters, the applied setting shall be specified. If the correct function of the feedback reduction requires a feedback path test, perform this test as defined in the instructions of the manufacturer.
- g) Save the 1/12-octave-band-levels and compare them with the reference values of step d). If the difference for any 1/12-octave-band-level from 1 000 Hz to 5 000 Hz is higher than 3 dB try to readjust the gain with the fitting software. If this is not possible, the device fails the test.
- h) Use the fitting software to increase the gain for all frequencies in steps of 5 dB (± 2 dB) until the gain setting is 5 dB higher than for the last cycle of step e), or maximum gain is reached. Save each time the 1/12-octave-band-levels.

8.4 Post processing

For each gain setting with and without feedback reduction, compute the mean value of the 1/12-octave-band-gain separately for the feedback frequencies and for all other frequencies in the range from 1 000 Hz to 5 000 Hz. This results in four lists of values for the feedback frequencies and for all other frequencies each time for activated and deactivated feedback reduction, which are denoted as shown in Table 2.

Table 2 – Symbols used for the evaluation and results of the feedback reduction measurement

Symbol	Description
g_{offi} with $i \in \{1, 2, \dots, k\}$	Mean values of the 1/12-octave-band-gain for all frequencies without feedback with deactivated feedback reduction . The value with index 1 is computed from the reference 1/12-octave-band-levels measured in 8.3, step d).
h_{offi} with $i \in \{1, 2, \dots, k\}$	Mean values of the 1/12-octave-band-gain for all feedback frequencies with deactivated feedback reduction . The value with index 1 is computed from the reference 1/12-octave-band-levels measure in 8.3, step d).
k	Number of different gain settings for which the 1/12-octave-band-levels are measured with deactivated feedback reduction.
g_{oni} with $i \in \{1, 2, \dots, l\}$	Mean values of the 1/12-octave-band-gain for all frequencies without feedback with activated feedback reduction . The value with index 1 is computed from the reference 1/12-octave-band-levels measured in 8.3, step g).

Symbol	Description
h_{oni} with $i \in \{1, 2, \dots, l\}$	Mean values of the 1/12-octave-band-gain for all feedback frequencies with activated feedback reduction . The value with index 1 is computed from the reference 1/12-octave-band-levels measure in 8.3, step g).
l	Number of different gain settings for which the 1/12-octave-band-levels are measured with activated feedback reduction.
$y_{offi} = h_{offi} - g_{offi} - (h_{off1} - g_{off1})$ with $i \in \{1, 2, \dots, k\}$	Disproportionate gain increase with deactivated feedback reduction
$y_{oni} = h_{oni} - g_{oni} - (h_{on1} - g_{on1})$ with $i \in \{1, 2, \dots, l\}$	Disproportionate gain increase with activated feedback reduction.

As a result, it is discovered where the gain disproportionately increases. To this end, the values y_{off} and y_{on} are computed as defined in Table 2, and they are plotted against g_{off} and g_{on} , respectively. An example is given in Figure 3.

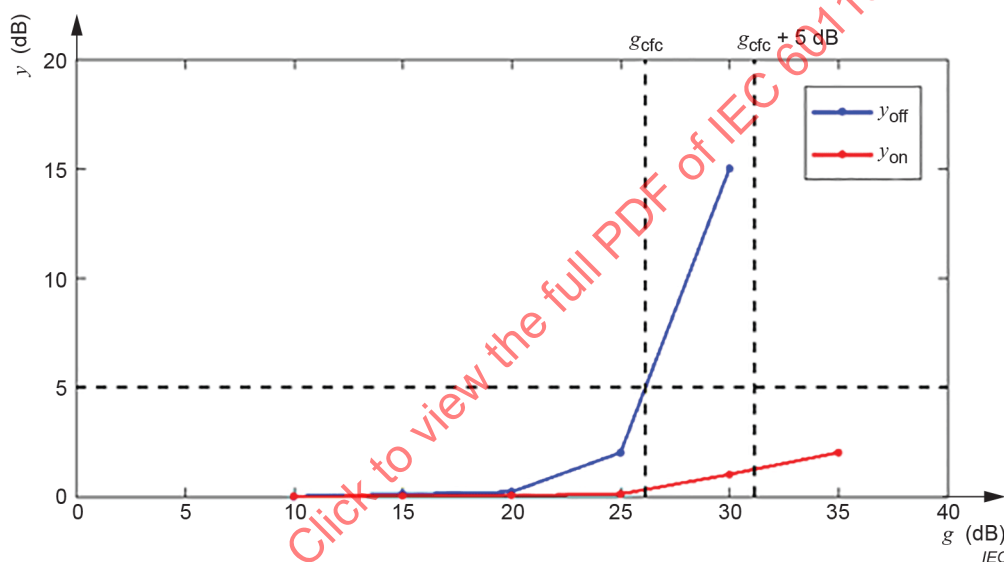


Figure 3 – Example of the plot of the results of the feedback reduction measurement

The point where $y_{off} = 5$ dB is defined as threshold of the critical feedback condition. The corresponding value of g_{off} is denoted as critical feedback gain g_{cfc} . For the computation a linear interpolation between the measurement points should be used. If $y_{on} < 5$ dB for $g_{off} = g_{cfc} + 5$ dB, the existence of an effective feedback reduction is verified. The result shall be reported as "pass" or "fail".

NOTE Since a feedback reduction can also lead to distortions of the output signal, choosing a signal processing providing the highest added stable gain is not always appropriate.

9 Verification of the number of hearing aid channels

9.1 Visualization of the effect of multichannel signal processing

The following procedure describes a method to analyse the effect of multichannel signal processing. A signal containing a loud sinusoidal test tone which will trigger the compression algorithm mixed with a soft 1/f noise is used. The spectral output change for the 1/f noise signal component is dependent on the bandwidth of compression channels and can be used as indicator.

- a) Choose one of the following frequency ranges 100 Hz to 10 kHz, 200 Hz to 8 kHz, or 200 Hz to 5 kHz.
- b) Program the hearing aid with FTS and activate the automatic gain control in all channels. Define the parameters of the automatic gain control so that a 1/f noise with a 1/12-octave-band-level of 44 dB SPL experiences a linear gain and a pure tone with $L_{pt} = 70$ dB SPL or with L_{pt} as defined by the manufacturer leads to a reduction of the gain of at least 5 dB.
- c) Check in the frequency range chosen that the output curve for a sine sweep with L_{pt} is at least 5 dB below the OSPL90 curve. If the requirement is not fulfilled, reduce the gain as required and repeat the measurement.
- d) Present the 1/f noise with a 1/12-octave-band-level of 44 dB SPL inside the frequency range chosen in step a), compute the 1/12-octave-band-levels of the output signal, and store them as reference.
- e) Choose frequencies from the 1/12-octave-band centre frequencies according to IEC 61260-1 where the multichannel signal processing should be tested (for example, 250 Hz, 500 Hz, 1 000 Hz, 2 000 Hz, 4 000 Hz). The frequencies shall be inside the range chosen in step a).
- f) Perform the following steps for each frequency chosen in step e)
 - Present a superposition of a pure tone with L_{pt} and 1/f noise with a 1/12-octave-band-level of 44 dB SPL (inside the frequency range chosen in step a)).
 - Compute the 1/12-octave-band-levels of the output signal and compare them to the reference stored in step d).
 - Determine the upper cut-off frequency: Start at the 1/12-octave-band above the frequency of the pure tone, and check if the level is at least 3 dB below the 1/12-octave-band-level of the reference. Increase the frequency in steps of 1/12-octave-bands until this condition is not fulfilled any more. The last 1/12-octave-band frequency where the condition is still fulfilled is stored as upper cut-off frequency.
 - Determine the lower cut-off frequency: Start at the 1/12-octave-band below the frequency of the pure tone, and check if the level is at least 3 dB below the 1/12-octave-band-level of the reference. Decrease the frequency in steps of 1/12-octave-bands until this condition is not fulfilled any more. The last 1/12-octave-band frequency where the condition is still fulfilled is stored as lower cut-off frequency. If a higher frequency resolution is required, the procedure may be performed with smaller octave-band-filters, for example, 1/24-octave-band filters.

9.2 Evaluation of the number of independent channels

As a result, the procedure of 9.1 provides a list of upper and lower cut-off frequencies, for example, as shown in Table 3. As a first evaluation, the number of different lower and upper cut-off frequencies is counted, and the higher of both numbers is considered as N_{TA} , the "minimum number of independent channels theoretically available".

Table 3 – Example results of the procedure for the verification of multichannel signal processing

Test frequency	Lower cut-off frequencies	Upper cut-off frequencies
250 Hz	200 Hz	800 Hz
500 Hz	200 Hz	800 Hz
630 Hz	200 Hz	1 500 Hz
1 000 Hz	600 Hz	1 500 Hz
2 000 Hz	1 400 Hz	3 000 Hz
4 000 Hz	2 800 Hz	6 000 Hz
	<u>4 different frequencies</u>	<u>4 different frequencies</u>

Next, N_{FS} , the number of channels available in the fitting software, is considered. If $N_{FS} \leq N_{TA}$, is the final result, it is stated that " N_{FS} independent hearing aid channels are available". If $N_{FS} > N_{TA}$, is the final result, it is stated that "at least N_{TA} independent hearing aid channels are available".

10 Verification of an output limiter

The following procedure describes how the existence and functionality of the output limiter can be verified.

- a) Program the device to FTS and adjust the gain and MPO in all channels to maximum,
- b) Measure the fitted OSPL90,
- c) Adjust the output limiter so that the MPO is minimal,
- d) Measure the fitted OSPL90,
- e) Compute the difference of the fitted OSPL90 values of step b) minus step d),
- f) If the difference is more than 10 dB, the existence and functionality of the output limiter have been verified.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-16:2022

Annex A (informative)

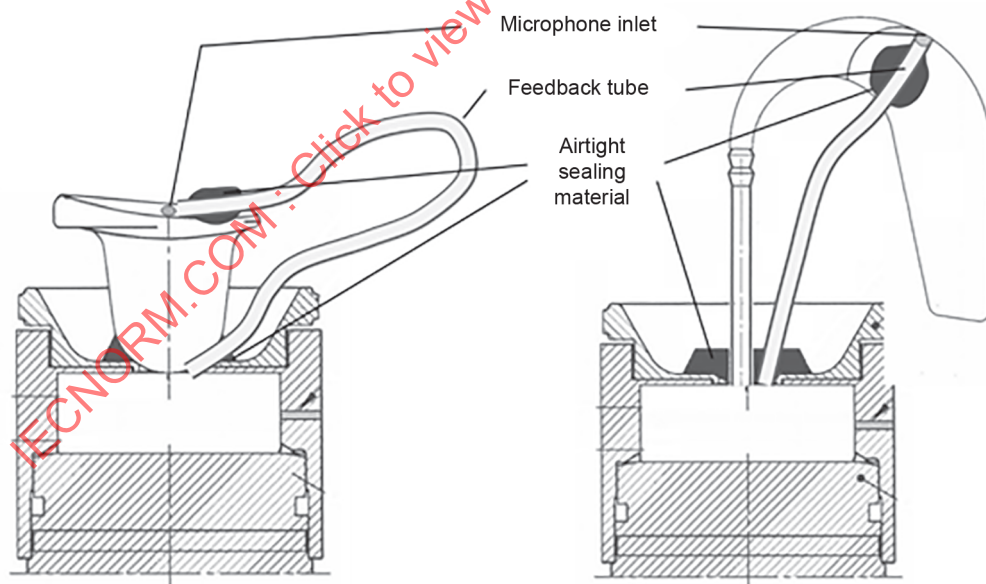
Coupling of the hearing aid to the measurement coupler in order to provoke feedback

A.1 Simplified coupling of air-conduction hearing aids to the 2 cm³ acoustic coupler

Hearing aids with air conduction can be attached to a 2 cm³ acoustic coupler in accordance with IEC 60318-5. For this purpose, the interface for in-ear devices is used for all types of hearing aids. This interface requires that the sound outlet of the hearing aid be attached with an airtight seal. This enables the installation of a tube from the sound outlet to the microphone of the hearing aid, which supports the occurrence of the critical feedback condition.

It is recommended to use a tube with an inner diameter of 2 mm and a length of 60 mm. The end of the tube is positioned near the microphone inlet of the hearing aid as shown in Figure A.1 for the ITE and BTE with one microphone. The distance between the sound outlet of the tube and the microphone of the hearing aid should be kept within 5 mm.

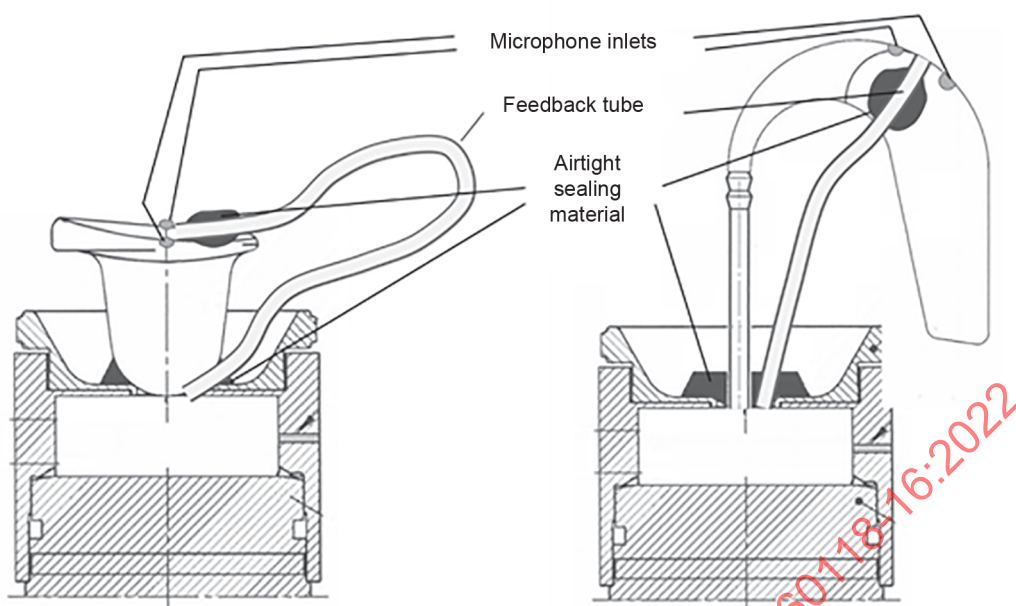
For devices with two microphones, the end of the tube is positioned between both inlets as depicted in Figure A.2. In this case, the distances between the outlet of the tube and the two inlets of the microphones of the hearing aid should be equal. Moreover, it is important to take care that the tube does not move during the measurement, for example, by fixing it with airtight seal.



IEC

NOTE Adaptation of Figure 1 of IEC 60318-5:2006.

Figure A.1 – Simplified coupling of air-conduction hearing aids with one microphone to the 2 cm³ acoustic coupler to provoke feedback



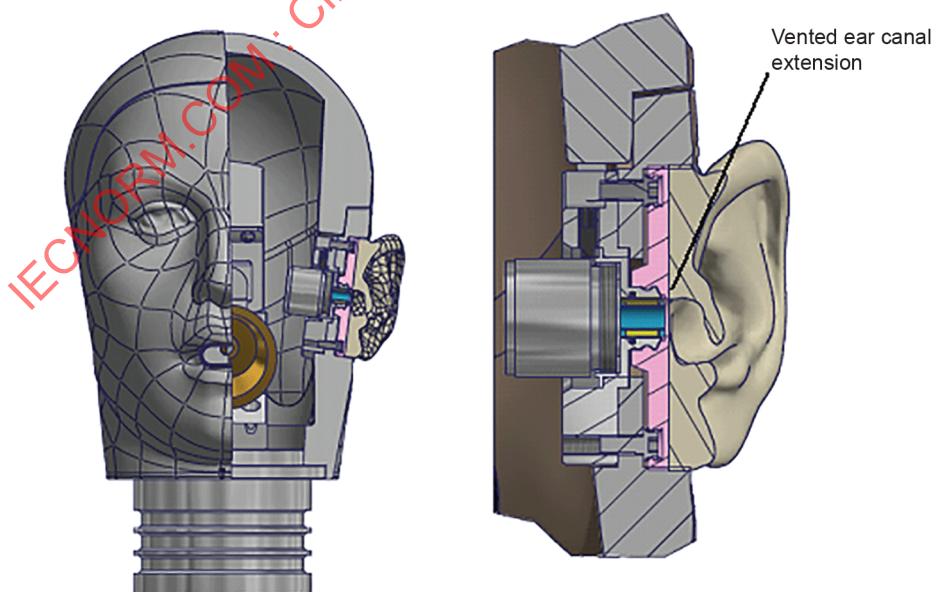
IEC

NOTE Adaptation of Figure 1 of IEC 60318-5:2006.

Figure A.2 – Simplified coupling of air-conduction hearing aids with two microphones to the 2 cm³ acoustic coupler to provoke feedback

A.2 Head and torso simulator with vented ear canal extension

To provide a more realistic feedback path, a head and torso simulator for the measurement of air-conduction hearing aids according to IEC/TS 60318-7 together with an ear simulator according to IEC 60318-4 can be used (see Figure A.3, for example).



IEC

Figure A.3 – Head and torso simulator for the measurement of air-conduction hearing aids according to IEC/TS 60318-7 together with an ear simulator according to IEC 60318-4 and a vented ear canal extension

In addition, to emulate an open fitting, a vented ear canal extension (see example in Figure A.4) is required.

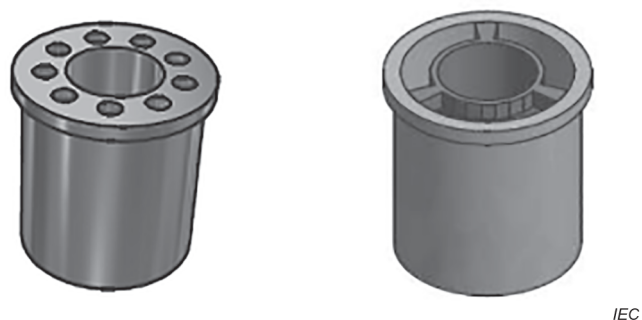


Figure A.4 – Example for a vented ear canal extension with medium flow (left) and high flow (right)

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-16:2022

Annex B (informative)

Particular guidance

B.1 Verification of user selected hearing aid programs

For the verification of user-selected hearing programs as described in 7.2, one input signal is presented, different hearing aid programs are selected as done by the user, and each time the output signal is recorded (see Figure B.1).

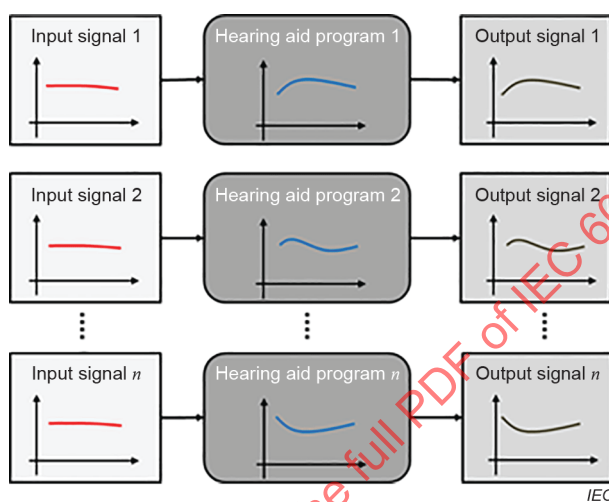


Figure B.1 – Visualization of the verification of user-selected hearing aid programs

After the measurement, the difference in 1/3-octave-band-levels from 800 Hz to 5 kHz is computed pairwise between all output signals. Then the root mean square of these 1/3-octave-band-level differences is calculated. An example of this computation with four output signals is shown in Table B.1. In this example, the measurement tolerance is assumed to be 0 dB.

Table B.1 – Example results for the verification of user selected hearing aid programs

1/3-octave-band levels in dB SPL	Nominal 1/3-octave-band centre frequencies (kHz)										
	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,15	4	5		
Output signal 1	63	59	57	57	54	52	52	50	50		
Output signal 2	50	53	55	57	54	52	52	50	50		
Output signal 3	73	65	59	57	54	52	52	50	50		
Output signal 4	63	59	57	57	54	52	48	42	38		
										RMS	≥ 2 dB
Difference 1 and 2	13	6	2	0	0	0	0	0	0	4,6	1
Difference 1 and 3	–1	–1	0	0	0	0	0	0	0	0,4	0
Difference 1 and 4	0	0	0	0	0	0	4	8	12	4,7	1
Difference 2 and 3	–14	–7	–2	0	0	0	0	0	0	5,0	1
Difference 2 and 4	–13	–6	–2	0	0	0	4	8	12	6,6	1
Difference 3 and 4	1	1	0	0	0	0	4	8	12	4,8	1

With the results of the pairwise comparisons, we can build the matrix A as

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

and compute the rank of matrix A

$$n_{\text{meas}} = \begin{cases} 1 & \text{if rank}(A) = 0 \\ \text{rank}(A) & \text{otherwise} \end{cases} = 3.$$

Thus, in this example, the number of user selectable hearing aid programs is 3.

B.2 Automatically-selected hearing aid programs depending on listening situation

B.2.1 Verification by setting a marker

For the verification of automatically-selected hearing aid programs as described in 7.3.2, the hearing aid programs may be configured with the same signal processing as shown in Figure B.2. A different input signal representing a specific listening situation is required for each hearing aid program. In a preliminary measurement, all input signals are presented to the hearing aid and the output signals are saved as reference.

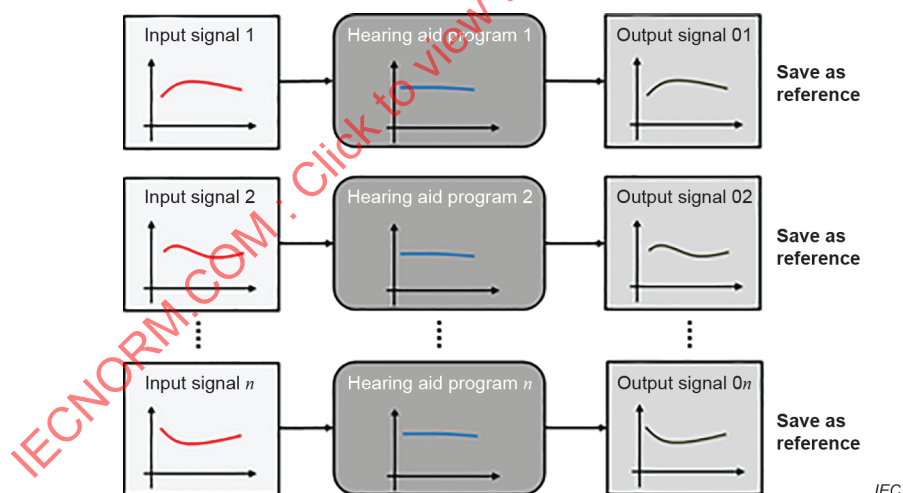


Figure B.2 – Visualization of the measurement of the reference data for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker

Next, a marker is set successively to each hearing aid program. Each time all input signals are presented to the hearing aid, all output signals are recorded, and the level differences to the reference signals are computed for the 1/3-octave-bands from 800 Hz to 5 kHz. An example for this procedure is shown in Figure B.3 where a marker is set to the hearing aid program 1.

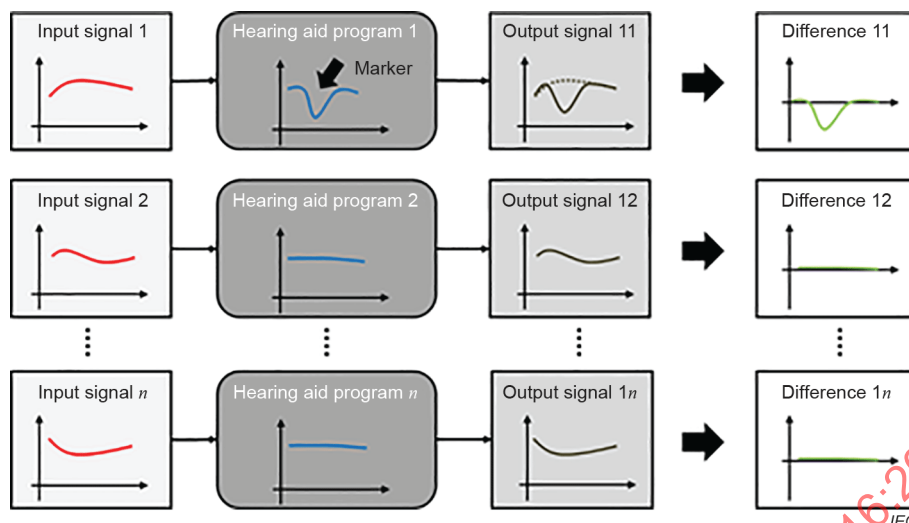


Figure B.3 – Visualization of the measurement for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker where a marker is set to the hearing aid program 1

Finally, the root mean square of the differences in 1/3-octave bands is computed and it is checked whether this difference is 2 dB larger than the relative measurement uncertainty between multiple measurements according to ISO 21748. An example with measurement data for a test with 3 hearing aid programs is shown in Table B.2. In this example, the relative measurement uncertainty is assumed to be 0 dB.

Furthermore, the ideal or expected results are indicated by a grey background. In this example the hearing aid programs 1 and 3 are correctly triggered by the input signals 1 and 3, respectively. However, the input signal 2 also triggers the hearing aid program 1 and not the intended program 2. As described in 7.3.2, the result for each listening situation is evaluated separately. To this end, the results are rearranged as shown in Table B.3. In Table B.3, one can clearly see that HAP1 and HAP3 are successfully verified whereas the verification of HAP2 failed. Overall, two automatically-selected hearing aid programs are verified in this example.

Table B.2 – Example results for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker

		Nominal 1/3-octave-band centre frequencies (kHz)										
	1/3-octave-band levels in dB SPL	0,8	1	1,25	1,6	2	2,5	3,15	4	5		
Reference	Output signal 01	63	59	57	57	54	52	52	50	50		
	Output signal 02	50	53	55	57	54	52	52	50	50		
	Output signal 03	63	59	57	57	54	52	48	42	38		
Marker in HAP 1	Output signal 11	63	59	63	65	67	62	57	50	50		
	Output signal 12	50	53	55	57	54	52	52	50	50		
	Output signal 13	63	59	57	57	54	52	48	42	38		
Marker in HAP 2	Output signal 21	63	59	63	65	67	60	53	50	50		
	Output signal 22	50	53	55	57	54	52	52	50	50		
	Output signal 23	63	59	57	57	54	52	48	42	38		
Marker in HAP 3	Output signal 31	63	59	57	57	54	52	52	50	50		
	Output signal 32	50	53	55	57	54	52	52	50	50		
	Output signal 33	63	63	65	68	60	58	50	42	38		
											RMS	≥ 2 dB
Marker in HAP 1	Difference 11	0	0	6	8	13	10	5	0	0	6,3	1
	Difference 12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	1
	Difference 13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0
Marker in HAP 2	Difference 21	0	0	6	8	13	8	1	0	0	5,8	0
	Difference 22	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0
	Difference 23	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0
Marker in HAP 3	Difference 31	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0
	Difference 32	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0
	Difference 33	0	4	8	11	6	6	2	0	0	5,3	1

Table B.3 – Example for the evaluation of the results for the verification of automatically-selected hearing aid programs by setting a marker

	Listening situation 1	Listening situation 2	Listening situation 3
Marker in HAP 1	1	1	0
Marker in HAP 2	0	0	0
Marker in HAP 3	0	0	1
	Pass	Fail	Pass

B.2.2 Verification by using a linear gain configuration

First, the device shall be programmed to a linear setting as described in 7.3.3. This is then checked by a comparison of the gain for a presentation of the ISTS at 55 dB SPL and 75 dB SPL. Next, different input signals representing the intended listening situation are presented and each time the gain is determined (see Figure B.4). The evaluation of the measurement results is almost equal to the procedure of 7.2 as depicted in Clause B.1. The only difference is that a pairwise comparison between all listening situations is performed for the gain and not the output signals.

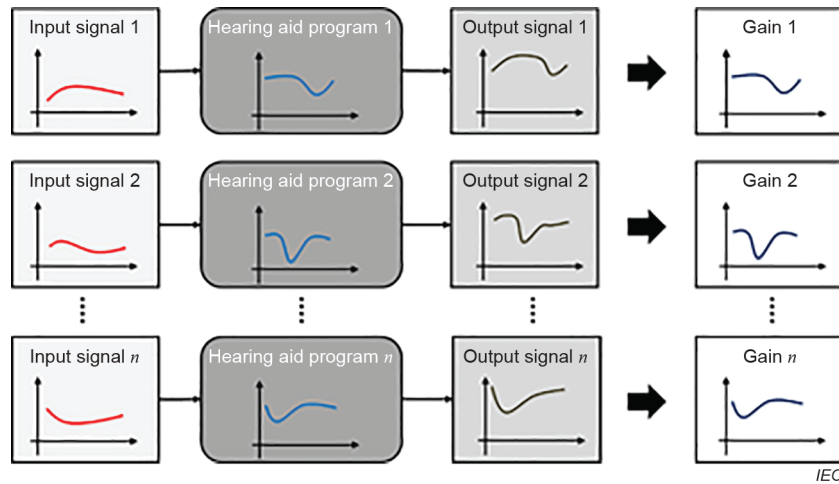


Figure B.4 – Visualization of the measurement for the verification of automatically-selected hearing aid programs by using a linear gain configuration

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 60118-16:2022

Bibliography

- [1] ISO/TR 25417:2007, *Acoustics – Definitions of basic quantities and terms*
 - [2] 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*
 - [3] IEC 60318-4, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts*
 - [4] IEC 60318-6, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 6: Mechanical coupler for the measurement on bone vibrators*
 - [5] ISO 12913-1:2014, *Acoustics – Soundscape – Part 1: Definition and conceptual framework*
 - [6] IEC 60601-2-66:2019, *Medical electrical equipment – Part 2-66: Particular requirements for the basic safety and essential performance of hearing aids and hearing aid systems*
 - [7] IEC 60118-9, *Electroacoustics – Hearing aids – Part 9: Methods of measurement of the performance characteristics of bone conduction hearing aids*
 - [8] HOLUBE, I., FREDELAKE, S., VLAMING, M., and KOLLMEIER, B., Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS), *Int. J. Audiol.*, 49, 891-903, 2010. (doi: 10.3109/14992027.2010.506889)
 - [9] European Hearing Instrument Manufacturers Association (EHIMA), *Description and terms of use of the IFFM and IFnoise signals*, 2016 [Online]. Available: www.ehima.com
 - [10] HAGERMAN, B., and OLOFSSON, A., A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise, *Acta Acust. United With Acust.*, vol. 90, no. 2, p. 356-361, 2004
 - [11] HUSSTEDT, H., MERTINS, A., FRENZ, M., Evaluation of Noise Reduction Algorithms in Hearing Aids for Multiple Signals From Equal or Different Directions, *Trends in Hearing*, Vol. 22, 2018 (doi: 10.1177/2331216518803198)
 - [12] HUSSTEDT, H., WOLLERMANN, S., TCHORZ, J., *A Method to Analyze and Test the Automatic Selection of Hearing Aid Programs*, Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research, 6, 143-150. Retrieved from <https://proceedings.isaar.eu/index.php/isaarproc/article/view/2017-17>
 - [13] IEC TS 60318-7, *Electroacoustics – Simulators of human head and ear – Part 7: Head and torso simulator for the measurement of air-conduction hearing aids*
-

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	32
1 Domaine d'application	34
2 Références normatives	34
3 Termes et définitions	35
4 Application aux appareils de correction auditive à conduction non aérienne	38
5 Appareillage d'essai	39
5.1 Exigences acoustiques	39
5.2 Exemples de signaux d'essai pour des situations d'écoute communes	39
6 Vérification de la réduction du bruit	40
6.1 Réduction du bruit pour l'amélioration de la qualité de la parole	40
6.2 Réduction de gain pour le bruit	41
7 Stratégies des programmes d'appareil de correction auditive et leur vérification	42
7.1 Généralités	42
7.2 Programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés par l'utilisateur	42
7.2.1 Description	42
7.2.2 Vérification	42
7.3 Programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute	43
7.3.1 Description	43
7.3.2 Vérification par fixation d'un marqueur	44
7.3.3 Vérification par une configuration de gain linéaire	44
8 Vérification de la réduction du retour	45
8.1 Généralités	45
8.2 Couplage de l'appareil de correction auditive	45
8.3 Procédure de mesure	46
8.4 Post-traitement	46
9 Vérification du nombre de canaux d'appareil de correction auditive	48
9.1 Visualisation de l'effet d'un traitement de signaux à plusieurs canaux	48
9.2 Évaluation du nombre de canaux indépendants	49
10 Vérification d'un limiteur de sortie	49
Annexe A (informative) Couplage de l'appareil de correction auditive au coupleur de mesure afin de provoquer le retour	50
A.1 Couplage simplifié des appareils de correction auditive à conduction aérienne au coupleur acoustique de 2 cm ³	50
A.2 Simulateur de tête et de torse avec extension aérée du conduit auditif	51
Annexe B (informative) Recommandations particulières	53
B.1 Vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés par l'utilisateur	53
B.2 Programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute	54
B.2.1 Vérification par fixation d'un marqueur	54
B.2.2 Vérification par une configuration de gain linéaire	57
Bibliographie	58
Figure 1 – Visualisation des HAP sélectionnés par l'utilisateur	42

Figure 2 – Visualisation des HAP sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute.....	43
Figure 3 – Exemple de tracé des résultats de mesure de la réduction de retour	47
Figure A.1 – Couplage simplifié des appareils de correction auditive à conduction aérienne avec un microphone au coupleur acoustique de 2 cm ³ pour provoquer le retour.....	50
Figure A.2 – Couplage simplifié des appareils de correction auditive à conduction aérienne avec deux microphones au coupleur acoustique de 2 cm ³ pour provoquer le retour.....	51
Figure A.3 – Simulateur de tête et de torse pour le mesurage des appareils de correction auditive à conduction aérienne conformément à l'IEC/TS 60318-7, associé à un simulateur d'oreille conformément à l'IEC 60318-4 et une extension aérée du conduit auditif	52
Figure A.4 – Exemple d'extension aérée du conduit auditif avec débit moyen (gauche) et débit élevé (droite).....	52
Figure B.1 – Visualisation de la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés par l'utilisateur.....	53
Figure B.2 – Visualisation du mesurage des données de référence pour la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique par la fixation d'un marqueur	55
Figure B.3 – Visualisation du mesurage pour la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique par la fixation d'un marqueur (fixation d'un marqueur pour le programme d'appareil de correction auditive 1).....	55
Figure B.4 – Visualisation du mesurage pour la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique par une configuration de gain linéaire	57
Tableau 1 – Exemples de signaux d'essai pour des situations d'écoute différentes	40
Tableau 2 – Symboles utilisés pour l'évaluation et les résultats de mesure de la réduction de retour	47
Tableau 3 – Exemple de résultats de la procédure de vérification du traitement de signaux à plusieurs canaux.....	49
Tableau B.1 – Exemple de résultats de la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés par l'utilisateur	54
Tableau B.2 – Exemple de résultats de la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique par la fixation d'un marqueur	56
Tableau B.3 – Exemple d'évaluation des résultats de la vérification des programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique par la fixation d'un marqueur	57

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ÉLECTROACOUSTIQUE – APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –

Partie 16: Définition et vérification des caractéristiques des appareils de correction auditive

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Électrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. À cet effet, l'IEC – entre autres activités – publie des Normes internationales, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de l'IEC"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'IEC, participent également aux travaux. 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.

L'IEC 60118-16 a été établie par le comité d'études 29: Électroacoustique. Il s'agit d'une Norme internationale.

Le texte de cette Norme internationale est issu des documents suivants:

Projet	Rapport de vote
29/1110/FDIS	29/1116/RVD

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

La langue employée pour l'élaboration de cette Norme internationale est l'anglais.

Le présent document a été rédigé selon les Directives ISO/IEC, Partie 2, il a été développé selon les Directives ISO/IEC, Partie 1 et les Directives ISO/IEC, Supplément IEC, disponibles sous www.iec.ch/members_experts/refdocs. Les principaux types de documents développés par l'IEC sont décrits plus en détail sous <http://www.iec.ch/standardsdev/publications>.

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

Le comité a décidé que le contenu du présent document ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous webstore.iec.ch dans les données relatives au document recherché. À cette date, le document sera

- reconduit,
- supprimé,
- remplacé par une édition révisée, ou
- amendé.

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

ÉLECTROACOUSTIQUE – APPAREILS DE CORRECTION AUDITIVE –

Partie 16: Définition et vérification des caractéristiques des appareils de correction auditive

1 Domaine d'application

La présente partie de l'IEC 60118 définit les caractéristiques communes des appareils de correction auditive telles que la réduction du bruit ou la réduction des retours, etc. Seules les entrées acoustiques sont prises en considération. Les caractéristiques binaurales ne sont actuellement pas couvertes par le présent document. En outre, des procédures de mesure destinées à vérifier les caractéristiques des appareils de correction auditive sont décrites. L'objectif n'est pas d'évaluer les performances des caractéristiques, mais de vérifier leur existence et leur fonctionnalité.

Par ailleurs, les définitions et les procédures sont maintenues aussi générales que possible de telle sorte que le présent document peut être appliqué à différents types d'appareils de correction auditive, par exemple, appareils de correction auditive à conduction aérienne ou à conduction osseuse. À cette fin, la définition générale du terme "appareil de correction auditive" donnée dans l'IEC 60118-0 est adoptée, et le présent document ne fait référence à aucun simulateur d'oreille ou aucun coupleur acoustique spécifiques, mais utilise une définition générale du terme "coupleur". Toutefois, lorsqu'une vue générale n'est pas applicable ou entraîne une formulation peu claire ou complexe, seule la situation d'un appareil de correction auditive à conduction aérienne est prise en considération. Néanmoins, une explication est donnée sur la manière dont le présent document peut être appliqué à des appareils de correction auditive qui n'utilisent pas la conduction aérienne.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

IEC 60118-0:—¹, *Electroacoustique – Appareils de correction auditive – Partie 0: Mesure des caractéristiques fonctionnelles des appareils de correction auditive*

IEC 60118-15, *Electroacoustique – Appareils de correction auditive – Partie 15: Méthodes de caractérisation du traitement des signaux dans les appareils de correction auditive avec un signal de type parole*

IEC 61260-1, *Electroacoustique – Filtres de bande d'octave et de bande d'une fraction d'octave – Partie 1: Spécifications*

ISO 21748, *Lignes directrices relatives à l'utilisation d'estimations de la répétabilité, de la reproductibilité et de la justesse dans l'évaluation de l'incertitude de mesure*

¹ Quatrième édition en cours d'élaboration. Stade au moment de la publication: IEC FDIS 60118-0:2022

3 Termes et définitions

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

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <http://www.iso.org/obp>

3.1

niveau de pression acoustique

SPL

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 μPa

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, modifié – Le terme abrégé a été ajouté et le symbole, la formule et les notes à l'article ont été supprimés.]

3.2

bruit en 1/f

bruit rose

bruit aléatoire à spectre continu et dont la densité spectrale de puissance est proportionnelle à l'inverse de la fréquence dans la plage de fréquences concernée

3.3

rapport signal/bruit

SNR

différence de niveau de pression acoustique entre le signal cible, généralement la parole, et le signal de brouillage, généralement le bruit

Note 1 à l'article: L'abréviation "SNR" est dérivée du terme anglais développé correspondant "signal-to-noise ratio".

3.4

appareil de correction auditive

instrument portable destiné à aider une personne malentendante

[SOURCE: IEC 60118-0:—, 3.2]

3.5

point de référence

point lié au(x) port(s) d'entrée sonore de l'appareil de correction auditive afin de définir la position dudit appareil

3.6

utilisateur d'appareil de correction auditive

personne porteuse d'un appareil de correction auditive afin d'atténuer une déficience auditive

3.7

coupleur de mesure

dispositif qui permet de mesurer la sortie d'un appareil de correction auditive

Note 1 à l'article: Pour un appareil de correction auditive à conduction aérienne, généralement le coupleur acoustique conforme à l'IEC 60318-5 ou un simulateur d'oreille occluse conforme à l'IEC 60318-4 est utilisé comme coupleur de mesure et pour un appareil de correction auditive à conduction osseuse, le coupleur conforme à l'IEC 60318-6 ou un simulateur de crâne est utilisé.

3.8

programme d'appareil de correction auditive

HAP

ensemble de paramètres qui définit au moins la caractéristique de fréquence et peut-être d'autres paramètres du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive, qui peut être sélectionné par l'utilisateur dudit appareil ou qui est sélectionné de manière automatique par l'appareil de correction auditive afin d'adapter le traitement des signaux à des situations d'écoute spécifiques

Note 1 à l'article: L'abréviation "HAP" est dérivée du terme anglais développé correspondant "hearing aid program".

3.9

programme configurable d'appareil de correction auditive

HAP configurable

programme d'appareil de correction auditive qui comprend un ensemble réglable de paramètres, qui peut être configuré et reconfiguré afin de répondre aux besoins individuels de l'utilisateur de l'appareil de correction auditive sans influencer le traitement dans d'autres programmes

Note 1 à l'article: Généralement, un logiciel d'adaptation fourni par le fabricant de l'appareil de correction auditive, un ordinateur et une interface de programmation permettent de configurer l'ensemble de paramètres.

Note 2 à l'article: Le caractère configurable d'un programme d'appareil de correction auditive offre l'avantage de pouvoir optimiser le traitement des signaux aux besoins individuels, par exemple, pour une situation d'écoute spécifique à cet utilisateur tout aussi spécifique.

Note 3 à l'article: L'abréviation "HAP" est dérivée du terme anglais développé correspondant "hearing aid program".

3.10

programme non configurable d'appareil de correction auditive

HAP non-configurable

programme d'appareil de correction auditive configuré par le fabricant ou automatiquement par ledit appareil selon la situation d'écoute, qui ne peut être reconfiguré soit par l'utilisateur de l'appareil de correction auditive soit par l'application du logiciel d'adaptation sans influencer le traitement dans d'autres programmes

Note 1 à l'article: L'abréviation "HAP" est dérivée du terme anglais développé correspondant "hearing aid program".

3.11

situation d'écoute

situation dans laquelle l'utilisateur d'un appareil de correction auditive exige un traitement des signaux spécifique

Note 1 à l'article: Cette définition est volontairement différente du terme "environnement acoustique" défini en 2.2 et en 3.4 de l'ISO 12913-1:2014.

3.12

réduction du bruit

caractéristique du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive destinée à réduire le bruit par rapport au niveau absolu ou relative au niveau d'un signal cible

3.13

réduction du bruit pour l'amélioration de la qualité de la parole

caractéristique du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive destinée à augmenter le rapport signal/bruit même dans le cas d'une présentation simultanée de la parole et du bruit en provenance de la même direction et avec un spectre moyen à long terme identique

Note 1 à l'article: Il est possible que l'augmentation du rapport signal/bruit n'accroisse pas l'intelligibilité de la parole.

3.14**réduction de gain pour le bruit**

caractéristique du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive destinée à réduire le gain de bruit par comparaison avec le gain de la parole même dans le cas d'une présentation simultanée de la parole et du bruit en provenance de la même direction et avec un spectre moyen à long terme identique

3.15**retour**

retour d'une partie de l'énergie du signal de sortie entre l'appareil de correction auditive et l'entrée de ce même appareil

3.16**condition de retour critique**

situation dans laquelle le retour provoque un bruit de sifflement à la sortie de l'appareil de correction auditive

3.17**réduction de retour**

caractéristique du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive afin de réduire ou d'éviter totalement l'occurrence de la condition de retour critique sans réduction de gain

Note 1 à l'article: Une modification du trajet de retour, par exemple, par un renforcement de l'étanchéité de l'embout auriculaire, ne fait pas partie intégrante du traitement des signaux et n'est par conséquent pas perçue comme une réduction de retour.

3.18**canal d'appareil de correction auditive**

caractéristique du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive qui permet l'ajustement individuel du gain et des paramètres d'une commande automatique de gain pour une certaine plage de fréquences

Note 1 à l'article: Un canal d'appareil de correction auditive peut être constitué de plusieurs bandes d'appareils de correction auditive.

3.19**bande d'appareil de correction auditive**

caractéristique du traitement des signaux d'un appareil de correction auditive qui permet l'ajustement individuel du gain pour une certaine plage de fréquences

3.20**puissance de sortie maximale****MPO**

niveau maximal à la sortie de l'appareil de correction auditive réglable par le limiteur de sortie

Note 1 à l'article: L'abréviation "MPO" est dérivée du terme anglais développé correspondant "maximum power output".

3.21**limiteur de sortie**

caractéristique d'un appareil de correction auditive qui permet de définir et de redéfinir une limite de puissance de sortie maximale (MPO)

3.22**niveau de pression acoustique de sortie maximal adapté****OSPL90 adapté**

SPL de sortie maximal d'un appareil de correction auditive mesuré après adaptation avec un SPL d'entrée de 90 dB

[SOURCE: IEC 60601-2-66:2019, 201.3.206, modifié – La Note à l'article a été supprimée.]

3.23

réglage pour les essais de fonctionnement

FTS

réglage de l'appareil de correction auditive avec lequel toutes les fonctionnalités accessibles du logiciel d'adaptation sont désactivées manuellement et un gain linéaire est appliqué de manière égale au réglage de référence de la commande de gain pour les essais conformément à l'IEC 60118-0

Note 1 à l'article: La différence entre le réglage de référence pour les essais (RTS - *reference test setting*) tel que défini dans l'IEC 60118-0 et le réglage pour les essais de fonctionnement (FTS - *functional test setting*) réside en ce que les fonctionnalités du logiciel d'adaptation ne sont pas toujours toutes accessibles et peuvent être désactivées.

Note 2 à l'article: L'abréviation "FTS" est dérivée du terme anglais développé correspondant "functional test setting".

3.24

rang

<d'une matrice> nombre de valeurs singulières d'une matrice A supérieures ou égales à 0,95 qui s'écrit sous forme de $\text{rang}(A)$

3.25

valeurs singulières

<d'une matrice> nombre de valeurs réelles positives en algèbre linéaire qui peut être calculé pour une matrice par suite d'une décomposition des valeurs singulières (SVD - *singular value decomposition*)

4 Application aux appareils de correction auditive à conduction non aérienne

Les définitions et les procédures sont décrites dans le présent document de la manière la plus générale possible afin de pouvoir appliquer le présent document à différents types d'appareils de correction auditive, par exemple, appareils de correction auditive à conduction aérienne ou à conduction osseuse. Toutefois, dans certains paragraphes et définitions, une vue générale n'est pas applicable ou entraîne une formulation peu claire ou complexe, de ce fait seuls les appareils de correction auditive à conduction aérienne sont pris en considération.

NOTE Un niveau de pression acoustique, par exemple, est pris en considération pour le signal de sortie de l'appareil de correction auditive. Toutefois, cette disposition s'applique uniquement aux appareils de correction auditive à conduction aérienne. Pour une conduction osseuse, la sortie constitue une force et pour les autres dispositifs, elle peut représenter toute autre grandeur physique.

Pour appliquer le présent document à d'autres dispositifs que les appareils de correction auditive à conduction aérienne, il est exigé:

- que le signal d'entrée soit une pression sonore acoustique;
- que le signal de sortie puisse être quantifié par une autre grandeur physique;
- qu'un coupleur de mesure existe qui permette de mesurer cette grandeur physique à la sortie de l'appareil de correction auditive.

Pour les appareils de correction auditive à conduction osseuse, le niveau de pression acoustique de sortie doit être remplacé par un niveau de force de sortie. De plus, pour les appareils de correction auditive à conduction osseuse, les références à l'IEC 60118-0 doivent être considérées comme des références à l'IEC 60118-9.

5 Appareillage d'essai

5.1 Exigences acoustiques

Pour la présentation des signaux d'entrée acoustiques, comme l'espace d'essai, un local d'essai ou un boîtier d'essai peut être utilisé et les exigences suivantes s'appliquent.

- a) Le niveau de pression acoustique d'entrée au point de référence de l'appareil de correction auditive doit être contrôlé et surveillé au moyen d'un microphone de référence (méthode de pression) ou à l'aide de la méthode de substitution conforme à l'IEC 60118-0.
- b) La précision du niveau de pression acoustique indiqué par le microphone de référence doit être de ± 2 dB pour les signaux d'entrée sinusoïdaux avec des niveaux de pression acoustique compris entre un SPL de 40 dB et un SPL de 90 dB sur la plage de fréquences comprise entre 100 Hz et 10 kHz. Une plage de fréquences réduite comprise entre 200 Hz et 8 000 Hz ou entre 200 Hz et 5 kHz peut être utilisée et doit être indiquée.
- c) L'exactitude de mesure des niveaux de pression acoustique avec le microphone de référence doit être de $\pm 0,5$ dB à la fréquence d'étalonnage.
- d) L'exactitude de mesure des niveaux de pression acoustique avec le microphone de référence doit être de $\pm 1,5$ dB dans la plage comprise entre 200 Hz et 4 000 Hz et de ± 2 dB dans la plage comprise entre 4 000 Hz et 10 000 Hz pour des fréquences non étalonnées (voir c)).
- e) L'exactitude des mesurages réalisés avec le coupleur de mesure doit être indiquée pour la fréquence d'étalonnage.
- f) Pour le coupleur de mesure, l'incertitude élargie propre à l'indication du niveau de sortie par rapport à l'indication à la fréquence d'étalonnage doit être indiquée pour une plage de fréquences comprise entre 200 Hz et 5 000 Hz, 200 Hz et 8 000 Hz et 100 Hz et 10 000 Hz, lorsque cela est possible. Il est possible de déclarer une incertitude spécifique à la fréquence ou la plus grande incertitude dans la gamme de fréquences.
- g) Des filtres de bande d'octave et de bande d'une fraction d'octave conformes à la classe 1 ou à la classe 2 de l'IEC 61260-1 doivent être utilisés.
- h) Des stimuli indésirables dans l'espace d'essai acoustique, comme le bruit ambiant et les vibrations mécaniques doivent être suffisamment faibles pour ne pas altérer les résultats d'essai de plus de 0,5 dB. Cette disposition peut être vérifiée lorsque le niveau de sortie de l'appareil de correction auditive chute de 10 dB au moins lorsque la source de signal est hors tension.

5.2 Exemples de signaux d'essai pour des situations d'écoute communes

Le Tableau 1 fournit une liste des signaux d'essai qui peuvent être utilisés pour les différentes situations d'écoute. En qualité de signal vocal, le signal vocal international de test (ISTS - *International Speech Test Signal*) comme cela est défini dans l'IEC 60118-15 est utilisé (voir également [8]²). De plus, en qualité de bruit de type vocal, le bruit masquant féminin international (bruit de fond) avec le même spectre moyen à long terme que le signal ISTS est pris en considération [9]. Tous les exemples de signaux d'essai énumérés dans le Tableau 1 ont un facteur de crête < 20 dB. Lorsque d'autres signaux sont utilisés, ces signaux doivent également avoir un facteur de crête < 20 dB.

² Les chiffres entre crochets renvoient à la Bibliographie.

Tableau 1 – Exemples de signaux d'essai pour des situations d'écoute différentes

Situation d'écoute	Signal d'essai
Parole dans un environnement calme	ISTS à un SPL de 55 dB
Parole dans un environnement calme	ISTS à un SPL de 65 dB
Parole dans un environnement bruyant	ISTS à un SPL de 70 dB mélangé à un bruit de fond à un SPL de 68 dB
Parole dans un environnement de murmure confus	ISTS à un SPL de 70 dB mélangé à la piste 7 d'un bruit ICRA à un SPL de 65 dB
Bruit	Bruit de fond à un SPL de 70 dB
Bruit	Bruit de trafic routier sur autoroute à un SPL de 70 dB
Bruit	Bruit en 1/f à un niveau de bande de tiers d'octave de 50 dB et avec une plage de fréquences comprise entre 100 Hz et 10 000 Hz
Bruit	Bruit en 1/f à un niveau de bande de tiers d'octave de 50 dB et avec une plage de fréquences comprise entre 200 Hz et 8 000 Hz
Bruit	Bruit en 1/f à un niveau de bande de tiers d'octave de 50 dB et avec une plage de fréquences comprise entre 200 Hz et 5 000 Hz
Bruit	Bruit en 1/f à un niveau de bande de tiers d'octave de 50 dB et avec une plage de fréquences comprise entre 1 000 Hz et 5 000 Hz
Musique	Orchestre à un SPL de 75 dB
Musique	Piano à un SPL de 75 dB

6 Vérification de la réduction du bruit

6.1 Réduction du bruit pour l'amélioration de la qualité de la parole

La procédure suivante décrit une méthode qui permet de vérifier l'existence et la fonctionnalité de la réduction du bruit pour l'amélioration de la qualité de la parole selon la méthode d'inversion de phase décrite en [10] ou en [11]. Tous les signaux présentés proviennent de la même source sonore. Par ailleurs, il convient de limiter la plage de fréquences des signaux de sortie à une plage comprise entre 200 Hz et 5 000 Hz.

- Programmer le dispositif sur le FTS et réduire encore le gain de 10 dB ou comme cela est défini par le fabricant.
- Activer la réduction du bruit pour l'amélioration de la qualité de la parole.
- Présenter à l'appareil de correction auditive une séquence qui contient les signaux suivants et enregistrer les signaux de sortie:
 - 5 s; pause (partie 1, génère le signal de sortie enregistré y_1);
 - 60 s; ISTS à un SPL de 70 dB mélangé au bruit de fond à un SPL de 68 dB ou à des niveaux comme cela est défini par le fabricant (partie 2, génère le signal de sortie enregistré y_2);
 - 5 s; pause (partie 3, génère le signal de sortie enregistré y_3);
 - 60 s; ISTS à un SPL de 70 dB mélangé au bruit de fond avec phase inversée à un SPL de 68 dB ou à des niveaux comme cela est défini par le fabricant (partie 4, génère le signal de sortie enregistré y_4);
 - 5 s; pause (partie 5, génère le signal de sortie enregistré y_5);
 - 60 s; ISTS avec phase inversée à un SPL de 70 dB mélangé au bruit de fond avec phase inversée à un SPL de 68 dB ou à des niveaux comme cela est défini par le fabricant (partie 6, facultative, génère le signal de sortie enregistré y_6);
 - 5 s; pause (partie 7, facultative, génère le signal de sortie enregistré y_7).

d) Superposer les enregistrements de la manière suivante:

$$s = \frac{1}{2}(y_2 + y_4) \quad \text{signal vocal traité} \quad (1)$$

$$n = \frac{1}{2}(y_2 - y_4) \quad \text{signal de bruit traité} \quad (2)$$

$$v = \frac{1}{2}(y_2 + y_6) \quad \text{signal de vérification (facultatif)} \quad (3)$$

NOTE L'alignement temporel relatif des signaux de sortie est essentiel pour ce post-traitement. Un alignement temporel approprié peut habituellement être obtenu, par exemple, par la présentation de toutes les parties du signal en un seul signal et le découpage du signal enregistré selon le nombre correspondant d'échantillons.

- e) Calculer le niveau de pression acoustique L_s du signal vocal traité s , L_n du signal de bruit traité n et L_v du signal d'essai. Pour chaque signal, seul l'intervalle compris entre 15 s et 60 s est pris en considération.
- f) En tant que vérification facultative du montage de mesure, L_v doit être 10 dB inférieure à L_s et L_n .
- g) La différence $L_s - L_n$ est le rapport signal/bruit à la sortie de l'appareil de correction auditive. Lorsque ce rapport signal/bruit de sortie est au moins 1 dB supérieur au rapport signal/bruit du signal d'entrée, l'existence et la fonctionnalité de la réduction du bruit pour l'amélioration de la qualité de la parole ont été vérifiées.

6.2 Réduction de gain pour le bruit

La procédure suivante décrit une méthode qui permet de vérifier l'existence et la fonctionnalité d'une réduction du bruit, qui réduit le gain, lorsque seul le bruit existe. Tous les signaux présentés proviennent de la même source sonore. Par ailleurs, il convient de limiter la plage de fréquences des signaux de sortie à une plage comprise entre 200 Hz et 5 000 Hz.

- a) Programmer le dispositif sur le FTS et réduire encore le gain de 10 dB ou comme cela est défini par le fabricant.
- b) Activer la réduction de gain pour le bruit.
- c) Présenter à l'appareil de correction auditive une séquence qui contient les signaux suivants et enregistrer les signaux de sortie:
- 5 s; pause (partie 1, génère le signal de sortie enregistré y_1);
 - 60 s; ISTS à un SPL de 70 dB ou comme cela est défini par le fabricant, mais équivalent au niveau du bruit de fond dans la partie 4 (partie 2, génère le signal de sortie enregistré y_2);
 - 5 s; pause (partie 3, génère le signal de sortie enregistré y_3);
 - 60 s; bruit de fond à un SPL de 70 dB ou comme cela est défini par le fabricant, mais équivalent au niveau de l'ISTS dans la partie 2 (partie 4, génère le signal de sortie enregistré y_4);
 - 5 s; pause (partie 5, génère le signal de sortie enregistré y_5).
- d) Calculer le niveau de pression acoustique de y_2 et y_4 pour l'intervalle compris entre 15 s et 60 s qui génère L_2 , L_4 .

- e) Lorsque la différence $L_2 - L_4$ est supérieure à 2 dB, l'existence et la fonctionnalité de la réduction de gain pour le bruit ont été vérifiées.

7 Stratégies des programmes d'appareil de correction auditive et leur vérification

7.1 Généralités

L'Article 7 décrit le mode de vérification de l'existence de types différents de programmes d'appareil de correction auditive: HAP sélectionnés par l'utilisateur et HAP sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute (HAP configurables ou non configurables). Les HAP non liés à l'entrée acoustique ne sont pas inclus dans le présent document. Chacune des procédures d'essai suivantes différencie de nombreux programmes d'appareil de correction auditive qu'il convient de prendre en considération de façon indépendante. Par ailleurs, ces programmes ne peuvent être directement additionnés pour constituer le nombre total de programmes. De plus, l'Annexe B comprend des recommandations et des exemples particuliers pour toutes les procédures d'essai suivantes.

7.2 Programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés par l'utilisateur

7.2.1 Description

Pour cette stratégie, l'utilisateur d'appareil de correction auditive peut sélectionner un nombre spécifique de programmes d'appareil de correction auditive. À cette fin, l'utilisateur doit classer la situation d'écoute et choisir le HAP approprié en conséquence (voir la Figure 1).

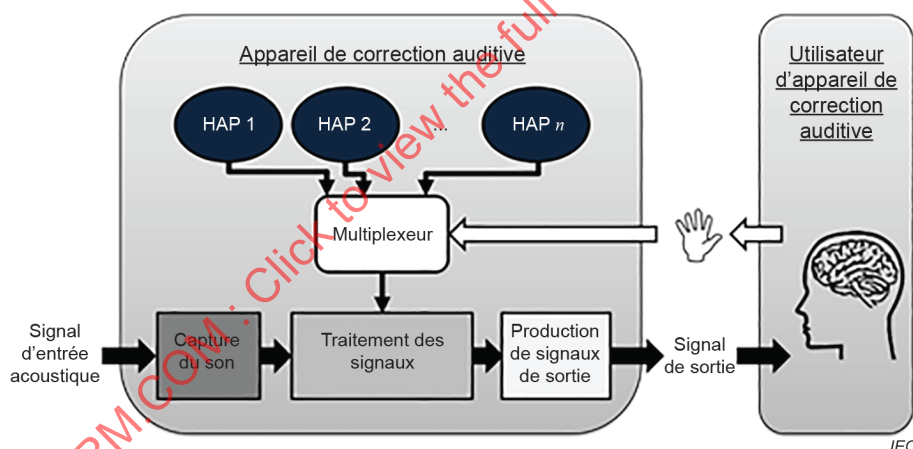


Figure 1 – Visualisation des HAP sélectionnés par l'utilisateur

7.2.2 Vérification

Pour la vérification des HAP sélectionnés par l'utilisateur, chacun des programmes doit être défini par une stratégie différente ou par un ensemble différent de paramètres de traitement des signaux. Lorsque deux HAP sont définis par la même stratégie ou les mêmes paramètres, ils sont considérés comme un programme identique. Dans le cas de HAP configurables, il doit être vérifié que des programmes différents fournissent différentes caractéristiques de sortie.

Lorsque la modification d'un HAP altère les caractéristiques directionnelles du seul appareil de correction auditive, la présentation des signaux doit prendre en considération cet élément, par exemple, par une présentation des signaux de directions différentes.

Avant la vérification, un signal d'entrée doit être choisi, par exemple, ISTS avec 65 dB. Ensuite, la vérification comprend les étapes suivantes.

- Remplir à l'aide du logiciel d'adaptation les banques de mémoire de l'appareil de correction auditive avec le nombre exigé n de HAP différents sélectionnés par l'utilisateur.
- Basculer sur chaque HAP et mesurer le signal de sortie correspondant. La bascule entre les programmes doit être effectuée par l'utilisateur; une bascule au moyen du logiciel d'adaptation n'est pas valide.
- Calculer la différence en niveaux de bande de tiers d'octave entre 800 Hz et 5 kHz par paires entre tous les signaux de sortie et calculer la valeur efficace de ces différences de niveaux de bande de tiers d'octave en décibels. Enregistrer la différence calculée avec une précision d'un chiffre après la virgule.
- Construire une matrice A de comparaisons par paires avec les entrées correspondant à 1 (unité), lorsque les différences de gain en bandes de tiers d'octave sont 2 dB plus importantes que l'incertitude de mesure relative entre plusieurs mesurages conformément à l'ISO 21748. Dans le cas contraire, ces entrées correspondent à 0 (zéro) (voir Article B.1).

NOTE La matrice A est une $n \times n$ matrice symétrique avec une diagonale principale constituée de zéros.

- Le nombre de HAP différents qui peuvent être sélectionnés par l'utilisateur n_{mes} est calculé comme suit

$$n_{\text{mes}} = \begin{cases} 1 & \text{si } \text{rang}(A) = 0 \\ \text{rang}(A) & \text{sinon} \end{cases} \quad (4)$$

7.3 Programmes d'appareil de correction auditive sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute

7.3.1 Description

Pour la sélection automatique des HAP, l'appareil de correction auditive doit inclure une classification de signaux capable de différencier les différentes situations d'écoute. Avec cette classification, l'appareil de correction auditive sélectionne ou mélange alors le programme approprié (voir la Figure 2).

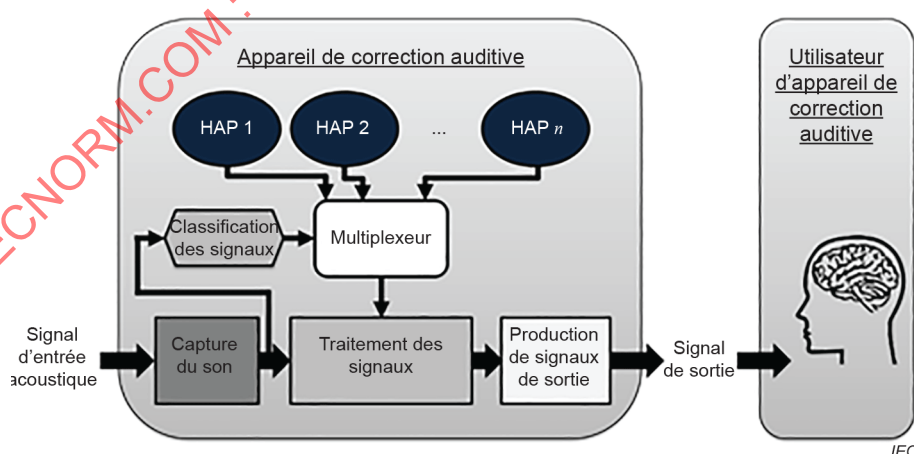


Figure 2 – Visualisation des HAP sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute

Deux procédures sont décrites en 7.3.2 et 7.3.3 afin de vérifier l'existence de HAP sélectionnés de manière automatique. La procédure de 7.3.2 donne un aperçu plus approfondi de la fonctionnalité dans la mesure où les confusions effectives lors de la sélection automatique sont également remarquables. Néanmoins, cette procédure est applicable uniquement aux HAP

configurables de telle sorte qu'il convient de vérifier les HAP non configurables à l'aide de la procédure de 7.3.3.

7.3.2 Vérification par fixation d'un marqueur

Lorsque la sélection automatique des HAP est prise en considération, une situation d'écoute spécifique déclenche la bascule sur un HAP spécifique [12]. Ainsi, un signal d'entrée différent qui représente une situation d'écoute spécifique est exigé pour chaque HAP. Dans le cas présent, les signaux décrits à l'Article 5 peuvent être utilisés. Pour des raisons de clarté, l'ordre de présentation doit être égal à l'ordre des HAP, c'est-à-dire que l'objectif du signal d'entrée 1 doit être le déclenchement du programme d'appareil de correction auditive 1, etc.

Lorsque la modification d'un programme d'appareil de correction auditive altère les caractéristiques directionnelles du seul appareil de correction auditive ou lorsque cette modification est déclenchée par la direction du son, la présentation des signaux doit prendre en considération cet élément, par exemple, par une présentation des signaux de directions différentes.

La vérification comprend les étapes suivantes.

- a) Présenter chaque signal d'entrée pendant un intervalle de 60 s, mesurer le signal de sortie correspondant et enregistrer ce signal comme signal de référence. Pour l'évaluation suivante, seul le signal de sortie dans l'intervalle compris entre 15 s et 60 s ou comme spécifié par le fabricant doit être pris en considération.

NOTE Pour cette étape, aucune exigence ne doit être définie pour l'ajustement des programmes d'appareil de correction auditive.

Contrairement à 7.1, les différents programmes d'appareil de correction auditive peuvent également être configurés avec le même ensemble de paramètres.

- b) Ajuster le premier HAP de telle sorte que la valeur efficace des niveaux de bandes de tiers d'octave compris entre 800 Hz et 5 kHz affiche une différence d'au moins 2 dB par comparaison avec les résultats obtenus à l'étape a). Cette opération est perçue comme la fixation d'un marqueur pour le premier HAP. L'ajustement de tous les autres HAP doit être effectué comme à l'étape a). Présenter chaque signal d'entrée, puis mesurer et enregistrer le signal de sortie correspondant. Répéter cette étape de manière successive pour tous les autres HAP jusqu'à ce que chaque HAP ait été marqué une fois.
- c) Calculer la valeur efficace de la différence des niveaux de bandes de tiers d'octaves compris entre 800 Hz et 5 kHz entre les signaux de sortie définis à l'étape b) et les signaux de référence correspondants définis à l'étape a), puis enregistrer la différence calculée avec une précision d'un chiffre après la virgule. Lorsque cette différence est 2 dB plus importante que l'incertitude de mesure relative entre plusieurs mesurages conformément à l'ISO 21748, un marqueur a été détecté.
- d) Chaque situation d'écoute est prise en considération séparément pour la vérification. Lorsqu'un marqueur peut être détecté pour le seul signal d'entrée correspondant, la fonctionnalité d'un HAP est vérifiée. Cette procédure doit être répétée pour toutes les situations d'écoute. Le nombre total de HAP correspond au nombre de HAP avec lesquels la fonctionnalité a été vérifiée (voir B.2.1).

7.3.3 Vérification par une configuration de gain linéaire

Au cours de la procédure suivante, tous les signaux doivent être présentés à partir de la même direction avec une durée de 60 s, et seul l'intervalle compris entre 15 s et 60 s doit être pris en considération pour l'évaluation. Lorsque la direction du son influe sur les programmes d'appareil de correction auditive effectivement déclenchés, toutes les étapes suivantes doivent être répétées pour les autres directions de la source sonore.

- a) Programmer le dispositif sur un réglage linéaire de telle sorte que l'ISTS à un SPL de 55 dB et à un SPL de 75 dB fasse l'objet d'un traitement linéaire. Toutes les autres fonctionnalités adaptatives sont activées ou configurées comme cela est défini par le fabricant.

- b) Présenter l'ISTS à un SPL de 55 dB et à un SPL de 75 dB et enregistrer les signaux de sortie. Calculer pour les deux niveaux d'entrée, les gains (différence de niveau entre la sortie et l'entrée) pour chacune des bandes de tiers d'octave comprises entre 800 Hz et 5 kHz. Les gains pour l'ISTS à un SPL de 55 dB et un SPL de 75 dB doivent être équivalents à 2 dB près pour toutes les bandes de tiers d'octave comprises entre 800 Hz et 5 kHz.
- c) Présenter les n autres signaux qui représentent les situations d'écoute prévues aux niveaux de pression acoustique compris entre un SPL de 55 dB et un SPL de 75 dB. Lorsqu'il est également souhaité de présenter des signaux inférieurs à un SPL de 55 dB ou supérieurs à un SPL de 75 dB, la linéarité du traitement des signaux doit également être indiquée pour l'ISTS aux niveaux d'entrée décrits à l'étape b). Calculer à chaque fois les gains pour toutes les bandes de tiers d'octave comprises entre 800 Hz et 5 kHz. Tous les signaux d'essai doivent satisfaire à l'exigence relative au facteur de crête tel que défini en 5.2.
- d) Calculer la différence de gain par paires entre toutes les bandes de tiers d'octave comprises entre 800 Hz et 5 kHz et calculer la valeur efficace de ces différences de gain en bandes de tiers d'octave (selon une échelle logarithmique en décibel). Enregistrer la différence calculée avec une précision d'un chiffre après la virgule.
- e) Construire une matrice A de comparaisons par paires avec les entrées correspondant à un, lorsque les différences de gain en bandes de tiers d'octave sont 2 dB plus importantes que l'incertitude de mesure relative entre plusieurs mesurages conformément à l'ISO 21748. Dans le cas contraire, ces entrées correspondent à zéro (voir B.2.2). La matrice A est une $n \times n$ matrice symétrique avec une diagonale principale constituée de zéros.
- f) Le nombre de HAP différents sélectionnés de manière automatique selon la situation d'écoute n_{mes} est calculé comme suit

$$n_{\text{mes}} = \begin{cases} 1 & \text{si } \text{rang}(A) = 0 \\ > 10 & \text{si } \text{rang}(A) > 10 \\ \text{rang}(A) & \text{sinon} \end{cases} \quad (5)$$

En raison de paramètres numériques, il convient de ne pas utiliser la procédure d'essai pour vérifier l'existence de plus de 10 HAP sélectionnés de manière automatique de telle sorte que le résultat soit $n_{\text{mes}} > 10$ lorsque $\text{rang}(A) > 10$.

8 Vérification de la réduction du retour

8.1 Généralités

L'Article 8 fournit une procédure qui permet de vérifier l'existence d'une réduction de retour effective de l'appareil de correction auditive. À cette fin, il est vérifié si l'activation de la réduction de retour permet d'augmenter le gain maximal de l'appareil de correction auditive d'au moins 5 dB avant l'occurrence d'une condition de retour critique.

8.2 Couplage de l'appareil de correction auditive

L'appareil de correction auditive doit être fixé sur le coupleur de mesure de telle sorte qu'une partie significative de l'énergie du signal de sortie émis par l'appareil de correction auditive est renvoyée vers l'entrée dudit appareil. Ainsi, une condition de retour critique peut se produire pour des gains plus élevés avec désactivation de la réduction de retour. Le couplage de l'appareil de correction auditive au coupleur de mesure doit être documenté. L'Annexe A inclut certains exemples de couplage des appareils de correction auditive à conduction aérienne.

Lors d'une condition de retour critique y compris pour un gain maximal pour laquelle aucune fixation ne peut être établie, la réduction de retour pour ce dispositif ne peut être vérifiée par essai comme cela est spécifié dans le présent document. Dans ce cas, il convient d'établir que le dispositif ne crée pas de condition de retour critique, et il convient de définir le résultat d'essai comme suit: "aucun retour critique n'a pu être provoqué".

NOTE Un retour critique peut parfois être provoqué en plaçant un boîtier ou une enveloppe autour du coupleur de mesure et de l'appareil de correction auditive.

8.3 Procédure de mesure

- a) Programmer le dispositif sur le FTS.
- b) Appliquer un bruit en 1/f à limitation de bande avec une plage de fréquences comprise entre 1 000 Hz et 5 000 Hz avec des niveaux de bandes de 1/12-d'octave de 44 dB. Sauf spécification contraire par le fabricant, il convient pour cette étape et toutes les autres étapes, de présenter le bruit en 1/f pendant un intervalle de 10 s et il convient par ailleurs d'évaluer le dernier intervalle de 5 s.
- c) Programmer le dispositif de telle sorte que les gains dans les bandes de 1/12 d'octave comprises entre 1 000 Hz et 5 000 Hz soient équivalents avec une tolérance de ± 10 dB et que le gain moyen dans cette plage de fréquences soit aussi bas que possible.
- d) Enregistrer les niveaux de bandes de 1/12 d'octave comme niveaux de référence.
- e) Utiliser le logiciel d'adaptation afin d'augmenter le gain pour toutes les fréquences par étapes de 5 dB (± 2 dB), et exécuter à chaque fois les étapes suivantes:
 - enregistrer les niveaux de bandes de 1/12 d'octave sur la plage de fréquences comprise entre 1 000 Hz et 5 000 Hz;
 - calculer la différence de tous les niveaux de bandes de 1/12 d'octave par rapport aux niveaux de référence;
 - calculer les différences globales moyennes des niveaux de bandes de 1/12 d'octave entre 1 000 Hz et 5 000 Hz et soustraire cette valeur de chacune des différences des niveaux de bandes de 1/12 d'octave. Ce résultat est désigné comme le spectre normalisé des différences de niveaux de bandes de 1/12 d'octave.
 - interrompre toute augmentation du gain,
 - lorsque tout niveau de bande de 1/12 d'octave dans la plage comprise entre 1 000 Hz et 5 000 Hz atteint la saturation. Dans ce cas, essayer une autre fixation pour laquelle la condition de retour critique se produit avant d'atteindre la saturation. Lorsque cela n'est pas possible, il convient de définir le résultat d'essai comme suit: "aucun retour critique n'a pu être provoqué" comme cela est indiqué en 8.2.
 - ou lorsque toute valeur du spectre normalisé des différences de niveaux de bandes de 1/12 d'octave est supérieure à 5 dB. Les fréquences médianes de toutes les bandes de 1/12 d'octave lorsque cette condition est satisfaite, sont désignées comme des fréquences des retours.
- f) Rétablir le gain tel qu'ajusté à l'étape c) et activer la réduction de retour. Lorsque la réduction de retour fournit plusieurs paramètres, le réglage appliqué doit être spécifié. Lorsque la fonction correcte de la réduction de retour exige un essai de vérification du chemin de retour, réaliser cet essai comme cela est défini dans les instructions du fabricant.
- g) Enregistrer les niveaux de bandes de 1/12 d'octave et les comparer aux valeurs de références de l'étape d). Lorsque la différence pour tout niveau de bande de 1/12 d'octave compris entre 1 000 Hz et 5 000 Hz est supérieure à 3 dB, tenter de réajuster le gain à l'aide du logiciel d'adaptation. Lorsque cette opération n'est pas possible, le dispositif ne satisfait pas à l'essai.
- h) Utiliser le logiciel d'adaptation afin d'augmenter le gain pour toutes les fréquences par étapes de 5 dB (± 2 dB) jusqu'à ce que le réglage de gain soit 5 dB supérieur au dernier cycle de l'étape e), ou jusqu'à ce que le gain maximal soit atteint. Enregistrer à chaque fois les niveaux de bandes de 1/12 d'octave.

8.4 Post-traitement

Pour chaque réglage de gain avec et sans réduction de retour, calculer la valeur moyenne du gain de bandes de 1/12 d'octave séparément pour les fréquences de retour et pour toutes les autres fréquences dans la plage comprise entre 1 000 Hz et 5 000 Hz. Cette opération entraîne la constitution de quatre listes de valeurs pour les fréquences de retour et pour toutes les autres

fréquences pour chaque réduction de retour activée et désactivée, désignées comme cela est présenté dans le Tableau 2.

Tableau 2 – Symboles utilisés pour l'évaluation et les résultats de mesure de la réduction de retour

Symbole	Description
$g_{\text{off}i}$ avec $i \in \{1, 2, \dots, k\}$	Valeurs moyennes du gain de bande de 1/12 d'octave pour toutes les fréquences sans retour avec réduction de retour désactivée . La valeur avec l'indice 1 est calculée à partir des niveaux de bandes de 1/12 d'octave de référence mesurés en 8.3, étape d).
$h_{\text{off}i}$ avec $i \in \{1, 2, \dots, k\}$	Valeurs moyennes du gain de bande de 1/12 d'octave pour toutes les fréquences de retour avec réduction de retour désactivée . La valeur avec l'indice 1 est calculée à partir des niveaux de bandes de 1/12 d'octave de référence mesurés en 8.3, étape d).
k	Nombre de réglages de gain différents pour lesquels les niveaux de bandes de 1/12 d'octave sont mesurés avec réduction de retour désactivée.
$g_{\text{on}i}$ avec $i \in \{1, 2, \dots, l\}$	Valeurs moyennes du gain de bande de 1/12 d'octave pour toutes les fréquences sans retour avec réduction de retour activée . La valeur avec l'indice 1 est calculée à partir des niveaux de bandes de 1/12 d'octave de référence mesurés en 8.3, étape g).
$h_{\text{on}i}$ avec $i \in \{1, 2, \dots, l\}$	Valeurs moyennes du gain de bande de 1/12 d'octave pour toutes les fréquences de retour avec réduction de retour activée . La valeur avec l'indice 1 est calculée à partir des niveaux de bandes de 1/12 d'octave de référence mesurés en 8.3, étape g).
l	Nombre de réglages de gain différents pour lesquels les niveaux de bandes de 1/12 d'octave sont mesurés avec réduction de retour activée.
$y_{\text{off}i} = h_{\text{off}i} - g_{\text{off}i} - (h_{\text{off}1} - g_{\text{off}1})$ avec $i \in \{1, 2, \dots, k\}$	Augmentation de gain disproportionnée avec réduction de retour désactivée
$y_{\text{on}i} = h_{\text{on}i} - g_{\text{on}i} - (h_{\text{on}1} - g_{\text{on}1})$ avec $i \in \{1, 2, \dots, l\}$	Augmentation de gain disproportionnée avec réduction de retour activée.

De ce fait, les situations d'augmentation disproportionnée du gain sont constatées. À cette fin, les valeurs y_{off} et y_{on} sont calculées comme cela est défini dans le Tableau 2, et sont tracées par rapport à g_{off} et g_{on} , respectivement. Un exemple est donné à la Figure 3.

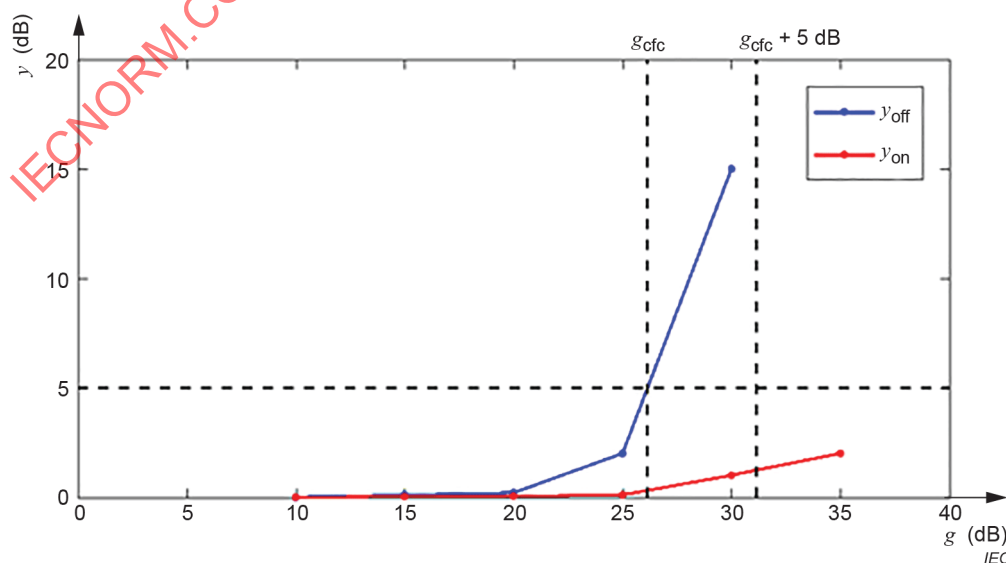


Figure 3 – Exemple de tracé des résultats de mesure de la réduction de retour