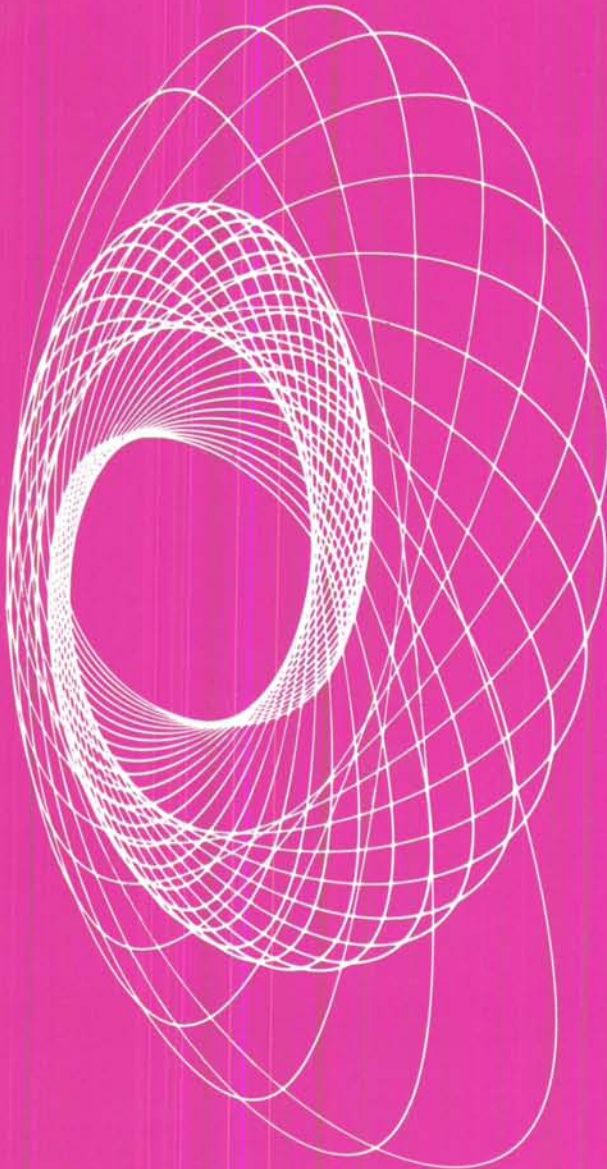


P21976F

Audiologische Akustik

Audiological Acoustics

ISSN 0172-8261



23. Jahr/Vol. 23 September/Oktober · September/October 1984 Heft/No.

5

EX Hör-System[®]

Die Konsequenz aus Forschung und Erfahrung...



PHILIPS



Neu:

»Diesen
Fortschritt
können Sie

hören!«

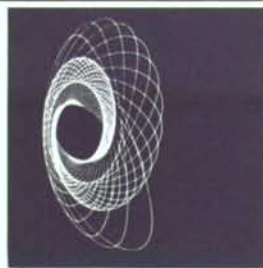
Fordern Sie den
Sonderdruck an:

Philips Hörgeräte
Postfach 10 46 40
2000 Hamburg 1

... läßt ungewöhnliche Hörerfolge erwarten !

Audiologische Akustik

Audiological Acoustics



Unter Förderung durch / sponsored by H. L. Wullstein, Würzburg
herausgegeben von / edited by G. Flottorp, Oslo – J. Frenkiel, Liège
A. Glorig, Dallas – A. Götze, jun., Budapest – W. Güttner, Bad Tölz
J. D. Hood, London – F. Ingerslev, Lyngby – B. Johansson, Stockholm
R. Lehmann, Le Mans – E. Lehnhardt, Hannover
W. Niemeyer, Marburg – T. Palva, Oulu – H. J. Pichler, Wien
W. Pistor, Eutin – W. Reichardt, Dresden – L. Rüedi, Zürich
G. Sacerdote, Torino – V. Savelli, Milano – H. G. Schmitt, Essen
C. Wansdronk, Eindhoven – H. Weber, Zürich – F. Zöllner, Freiburg

median-verlag

Hans-Jürgen von Killisch-Horn

23. Jahr/Vol. 23

September/Oktober · September/October 1984

Nr./No. 5

	Inhalt	Contents	
Klaus Brinkmann Karl-Heinz Broxsch	Vergleichsmessungen an Hörgeräten Teil 2	Comparison Measurements on Hearing Aids Part 2	134
Hugo Fastl	Ein Gerät zur Messung des zeitlichen Integrations- vermögens des Gehörs	An Instrument for Measuring Temporal Integration in Hearing	164
	Personalialia	Personalialia	171

Vergleichsmessungen an Hörgeräten

Teil 2

Klaus Brinkmann und Karl-Heinz Brocksch

Zusammenfassung Seit dem Jahre 1979 werden im Rahmen der Bauartprüfung von Hörgeräten durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) routinemäßig Vergleichsmessungen an Hörgeräten zwischen dem jeweiligen Antragsteller und der PTB vorgenommen. Inzwischen liegen die Daten für etwa 70 Hörgeräte von 12 verschiedenen Antragstellern vor. Sie wurden jetzt zusammenfassend ausgewertet.

3. Meßunsicherheit bei Messungen in der PTB

Im Rahmen der Bauartprüfung werden die geschilderten Messungen an den eingereichten Mustergeräten im Regelfall in der PTB nur jeweils ein einziges Mal vorgenommen. Quantifizierbare Erfahrungen über die Standardabweichungen von Messungen unter Wiederholbedingungen (s. DIN 1319 Teil 3) liegen daher nicht vor. Die Gesamtmeßunsicherheit, die sich aus zufälligen und unbekanntem systematischen Anteilen zusammensetzt, kann daher nur abgeschätzt werden. Dies kann zum Beispiel nach DIN 1319 Teil 4 geschehen. Dazu sind zunächst die Beiträge aller denkbaren Einflußgrößen im Hinblick auf die Meßunsicherheit getrennt abzuschätzen. Unter bestimmten vereinfachenden Ausnahmen lassen sich aus den Einzelvarianzen nach dem Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetz eine Gesamtvarianz und daraus die Vertrauensgrenzen des endgültigen Meßergebnisses ermitteln. Derartige Rechnungen sind für die einzelnen zu messenden Größen vorgenommen worden. Die Ergebnisse werden im folgenden mitgeteilt, wobei die berücksichtigten Fehlerquellen genannt und – sofern sie wesentliche Beiträge zur Gesamtmeßunsicherheit liefern – diskutiert werden. Diese Hinweise beziehen sich in erster Linie auf die Messungen in der PTB, sie sollen aber auch dazu dienen, die Meßanordnungen der Antragsteller auf mögliche Fehlerquellen zu untersuchen und – wenn möglich und nötig – entsprechend zu verbessern.

3.1 Normale akustische Wiedergabekurve

Bei der Bestimmung der normalen akustischen Wiedergabekurve hängt das Ergebnis der Messung von einer Vielzahl einzelner Einflußgrößen ab. Ihr Beitrag zur Gesamtmeßunsicherheit kann in verschiedenen Frequenzbereichen zahlenmäßig unterschiedlich sein. Zu den Einflußgrößen gehören zum Beispiel:

(a) Abweichung des Eingangsschalldruckpegels vom Sollwert, hervorgerufen zum Beispiel durch unbekannt-Abweichungen des Übertragungsmaßes des verwendeten Freifeldmikrofons von einem geradlinigen Fre-

3. Uncertainty of the measurements carried out in the PTB

Within the scope of pattern evaluation, the described measurements on the prototypes submitted are normally carried out in the PTB only once. Quantifiable experience concerning the standard deviations of measurements under repeatability conditions (cf. DIN 1319 part 3) is thus not available. The overall uncertainty of measurement which is composed of random and unknown systematic components can thus only be estimated. This can be made, for example, according to DIN 1319 part 4. For this purpose, first the contributions of all imaginable influencing parameters are to be estimated separately in regard of the uncertainty of measurement. With definite simplifying exceptions, an overall variance can be determined from the individual variances according to the Gaussian error propagation law, from which the confidence limits of the definitive measurement result can be determined. Such calculations were carried out for the individual parameters to be measured. The results are given in the following, the error sources to be taken into account being stated and – as far as they contribute substantially to the overall uncertainty of measurement – discussed. These indications refer primarily to the measurements carried out in the PTB but they are intended to serve also to check the applicants' measuring arrangements for potential error sources and – if possible and necessary – to improve them accordingly.

3.1 Basic acoustic frequency response curve

In the case of the basic acoustic frequency response curve the measurement result depends upon a great number of individual influencing parameters. In different frequency ranges their contribution to the overall uncertainty of measurement can differ numerically. Examples of the influencing parameters are:

(a) Deviation of the input sound pressure level from the nominal value, due, for example, to unknown deviations of the sensitivity level of the free-field microphone used from a flat frequency response and

Comparison Measurements on Hearing Aids

Part 2

Summary *Within the scope of the pattern evaluation of hearing aids carried out by the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), since 1979 routine comparison measurements on hearing aids submitted by the applicants have been carried out by the PTB. In the meantime, the data of about 70 hearing aids of 12 different applicants are available which were evaluated in summary of late.*

quenzgang und durch Störungen des Schallfeldes infolge von Reflexionen an Stativen oder Raumbegrenzungen: In der PTB wird versucht, diese Einflüsse durch Benutzung eines 1/2-Zoll-Mikrofonos mit möglichst geradlinigem Frequenzgang und durch Ausführung der Messungen in einem hinreichend großen reflexionsarmen Raum (Abmessungen 4,5 m × 7 m × 6,5 m) mit einem akustisch günstigen Meßaufbau gering zu halten. Um Störungen des Schallfeldes durch ein Regelmikrofon zu vermeiden, wird die Substitutionsmethode angewendet. Dabei wird besonders auf die zeitliche Konstanz der Meßgeräte und des Lautsprechers geachtet.

(b) Unterschiedliche Anordnung des Hörgerätes im Schallfeld und Störungen durch Reflexionen an Kuppelgehäuse: Diese Störeinflüsse sind prinzipiell nicht völlig vermeidbar, da sich weder die »richtige« Anordnung des Gerätes exakt definieren noch bei am Kopf zu tragenden Hörgeräten die räumliche Nähe des Kuppelers vermeiden läßt.

(c) Abweichungen des im Kuppel erzeugten Schalldruckpegels vom »richtigen« Wert durch geringfügige Abweichungen der Kuppelabmessungen sowie der Abmessungen des Schallzuführungsschlauchs von den Nominalwerten und nicht korrigierte Abweichungen des Übertragungsmaßes des Kuppelmikrofonos von einem geradlinigen Frequenzgang: In der PTB werden die Schlauchabmessungen genau kontrolliert und den Nominalwerten so weit wie möglich angenähert, das frequenzabhängige Übertragungsmaß des Mikrofonos ist aus Reziprozitätskalibrierungen gut bekannt und wird berücksichtigt. Durch Vergleichsmessungen an verschiedenen Kuppeln ist zudem nachgewiesen worden, daß deren Unterschiede keinen wesentlichen Einfluß auf das Meßergebnis haben.

(d) Fehler der Geräte zur Messung und Registrierung des Ausgangsschalldruckpegels: Die in der PTB verwendeten Meßgeräte sind hinsichtlich ihrer absoluten Meßunsicherheit und ihrer Gleichrichtungsseigenschaften so ausgewählt worden, daß ihr Beitrag zur Meßunsicherheit gering ist. Durch Anwendung einer rechnergesteuerten Meßapparatur treten keine zusätzlichen Fehler bei der Aufzeichnung der Kurve durch Frequenzabweichungen auf.

to disturbances of the sound field as a result of reflections from tripods or room boundaries: In the PTB the attempt is made to keep these influences as small as possible by using a 1/2-inch microphone with an as flat frequency response as possible and by carrying out the measurements in a sufficiently large anechoic room (4.5 m × 7 m × 6.5 m) with an acoustically favourable measuring arrangement. To avoid disturbances of the sound field by a control microphone, the substitution method is applied. Particular attention is paid to the constancy of the measuring instruments and loudspeaker in time.

(b) Differences in the arrangement of the hearing aid in the sound field and disturbances by reflections on the coupler casing: These disturbing influences are basically not completely avoidable, as neither the "correct" arrangement of the hearing aid can be defined exactly nor the spatial nearness of the coupler be avoided in the case of hearing aids to be worn on the head.

(c) Deviations of the sound pressure level produced in the coupler from the "correct" value by slight deviations of the coupler dimensions as well as the dimensions of the sound-conveying tube from the nominal values and non-corrected deviations of the sensitivity level of the coupler microphone from a flat frequency response: In the PTB the tube dimensions are controlled exactly and selected so that they are as close as possible to the nominal values; the frequency-dependent sensitivity level of the microphone is well known from reciprocity calibrations and taken into account. Moreover, it has been proved by comparison measurements on various couplers that their differences do not influence the measurement result substantially.

(d) Errors of instruments for measuring and recording the output sound pressure level: With respect to their absolute uncertainty of measurement and rectifying properties, the measuring instruments used in the PTB were selected so that their contribution to the uncertainty of measurement is small. As a computer-controlled measuring system is used, additional errors in the recording of the curve due to frequency deviations do not result.

(e) Störungen durch Umgebungsgeräusche, Netzbrummen und Eigenrauschen der verwendeten Meßgeräte: Diese Störeinflüsse sind bei Messungen in der PTB vernachlässigbar klein. Dagegen lassen sich insbesondere an den Grenzen des Frequenzbereiches kleine Störungen durch das Eigenrauschen des zu prüfenden Hörgerätes nicht immer völlig vermeiden.

(f) Fehler durch Abweichung der Betriebsspannung des Hörgerätes vom Nennwert: Durch Verwendung eines Netzgerätes anstelle von Batterien werden die möglichen Fehler gering gehalten. Bei einer derartigen externen Spannungszuführung ist jedoch eine geringfügige zusätzliche Störung des Schallfeldes durch Anschlußklemmen und Kabel nicht vermeidbar.

(g) Störungen durch Abweichungen der Klimabedingungen von den Referenzwerten für Temperatur (20° C), relative Feuchte (65 %) und Luftdruck (1013 hPa = 1013 mbar): Berechnungen der Übertragungsmaße verschiedener Einsteckhörer an einem Kuppler nach einer von Richter und Diestel (1978) angegebenen Methode ergaben, daß der im Kuppler erzeugte Schalldruckpegel erheblich vom Luftdruck abhängt. Ein Beispiel ist in Abb. 1 angegeben. Danach ändert sich das Übertragungsmaß frequenzabhängig um bis zu -1 dB und +0,5 dB, wenn sich der Luftdruck um -50 hPa gegenüber dem Referenzwert 1013 hPa ändert³⁾. Im Mittel über den interessierenden Frequenzbereich beträgt die Abweichung etwa -0,25 dB. Bei einer Luftdruckänderung um +50 hPa verläuft die Kurve nahezu spiegelbildlich. Die größten Änderungen treten im Be-

(e) Disturbances by ambient noise, mains hum and inherent noise of the measuring instruments used: For the measurements carried out in the PTB, these disturbing factors are negligible. However, in particular at the limits of the frequency ranges, slight disturbances due to the inherent noise of the hearing aid to be tested cannot always be completely avoided.

(f) Errors due to deviations of the battery voltage of the hearing aid from the nominal value: By the use of a mains supply unit instead of batteries the potential errors are kept small. In the case of such an external voltage supply, a slight additional disturbance of the sound field by terminals and cables cannot, however, be avoided.

(g) Disturbances due to deviations of the climatic conditions from the reference values for temperature (20° C), relative humidity (65 %) and atmospheric pressure (1013 hPa = 1013 mbar): Calculations of the sensitivity levels of various insert earphones on a coupler by a method indicated by Richter and Diestel (1978) showed that the sound pressure level produced in the coupler depends considerably on the atmospheric pressure. An example is given in Fig. 1. According to this, the sensitivity level will change as a function of the frequency by up to -1 dB and +0.5 dB if the atmospheric pressure deviates by -50 hPa from the reference value 1013 hPa⁽³⁾. Averaged over the frequency range of interest, the deviation amounts to about -0.25 dB. If the atmospheric pressure changes by +50 hPa, the curve has an almost mirror-inverted

³⁾ Einem Luftdruckunterschied von 50 hPa entspricht ein Höhenunterschied von etwa 400 m.

⁽³⁾ An atmospheric pressure difference of 50 hPa corresponds to a difference in altitude of about 400 m.

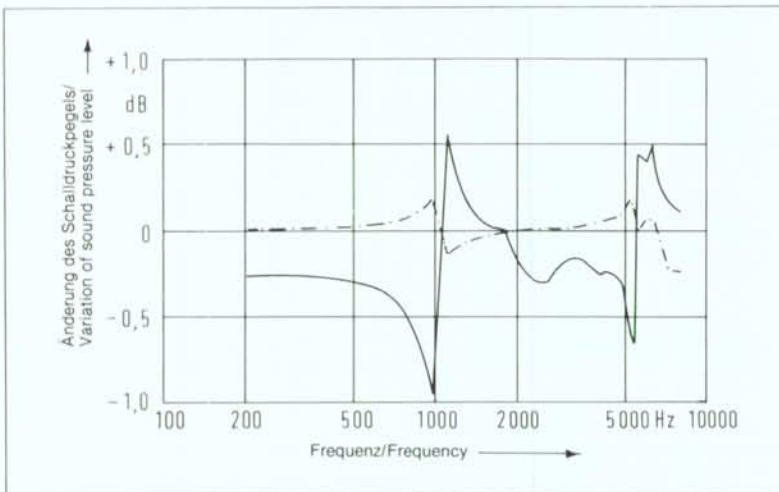


Abb. 1 Änderung des von einem Hörgeräte-Einbauhörers in einem Kuppler erzeugten Schalldruckpegels bei Änderung von Klimabedingungen

— Luftdruckänderung von 1013 hPa auf 963 hPa
 - - - - Temperaturänderung von 20° C auf 15° C

Fig. 1 Variation of the sound pressure level produced by a built-in hearing aid earphone in a coupler with a change in the climatic conditions

— change in the atmospheric pressure from 1013 hPa to 963 hPa
 - - - - change in temperature from 20° C to 15° C

reich von Resonanzen der Hörerkurve auf. Ganz ähnliche Ergebnisse wurden bei Messungen an verschiedenen Einsteckhörern erhalten, so daß das berechnete Ergebnis als gesichert gelten kann⁴⁾. Dagegen ist der Temperatureinfluß auf das Übertragungsmaß des Hörers gering: Bei einer Temperaturabnahme von 20° C auf 15° C ändert sich das Übertragungsmaß nur um maximal $\pm 0,2$ dB, bei einer Temperaturerhöhung verläuft die Kurve ebenfalls spiegelbildlich. Der Einfluß der relativen Feuchte auf das Übertragungsmaß eines Hörers ist nicht im einzelnen bekannt, er wird jedoch als wesentlich geringer als der Temperatureinfluß geschätzt. In jedem Fall ist jedoch zu berücksichtigen, daß sich auch die Eigenschaften des Hörgeräte-Mikrofons und anderer Bauteile unter dem Einfluß von Temperatur und Feuchte ändern könnten. Aus diesen Gründen werden Temperatur und Feuchte bei den Messungen in der PTB nach Möglichkeit in den Grenzen von $(20 \pm 1)^\circ \text{C}$ und $(65 \pm 15)\%$ gehalten. Der Luftdruck kann nicht geregelt werden. Messungen werden zumindest in kritischen Fällen aber nur ausgeführt, wenn er nicht zu weit vom Referenzdruck 1013 hPa abweicht.

Die genannten Fehlereinflüsse sind für verschiedene Frequenzbereiche quantitativ abgeschätzt und daraus nach DIN 1319 Teil 4 die zugehörigen Varianzen berechnet worden. Aus der Gesamtvarianz wurden die Standardabweichungen und daraus die Vertrauensgrenzen ermittelt. Für eine einzelne Messung einer normalen akustischen Wiedergabekurve in der PTB betragen die so berechneten Meßunsicherheiten für ein Vertrauensniveau von 95 % im Frequenzbereich von 200 bis 500 Hz etwa $\pm 0,45$ dB, in dem für Bauartprüfungen relevanten Frequenzbereich von 500 bis 3000 Hz maximal etwa $\pm 0,8$ dB und im Frequenzbereich von 3000 bis 8000 Hz maximal etwa $\pm 1,7$ dB. Das bedeutet, daß mit einer Sicherheit von 95 % eine einzelne in der PTB gemessene Wiedergabekurve um nicht mehr als die angegebenen Werte von der »richtigen« Kurve abweicht. Die zulässigen Toleranzen für den Unterschied zwischen den von den Antragstellern und von der PTB gemessenen Wiedergabekurven betragen $\pm 3,0$ dB, im Frequenzbereich von 500 bis 3000 Hz also etwa das 4fache der Meßunsicherheit der PTB. Dies erscheint berechtigt, denn außer der Meßunsicherheit der PTB und der (im allgemeinen vermutlich etwas größeren) Meßunsicherheit der Antragsteller können

course. The most important changes occur in the range of the resonances of the earphone curve. Quite similar results were obtained in measurements on various insert earphones so that the calculated result can be considered safe⁽⁴⁾. In contrast to this, the temperature influence upon the sensitivity level of the earphone is small. If the temperature decreases from 20° C to 15° C, the sensitivity level changes by only ± 0.2 dB at most; if the temperature increases, the curve has also a mirror-inverted course. The influence of the relative humidity upon the sensitivity level of the earphone is not known in detail; it is estimated to be substantially smaller than the temperature influence. In any case it must, however, be taken into account that also the properties of the hearing aid microphone and other components are prone to changes under the influence of temperature and humidity. For these reasons, in the measurements carried out in the PTB, temperature and humidity are kept, if possible, within the limits $(20 \pm 1)^\circ \text{C}$ and $(65 \pm 15)\%$. The atmospheric pressure cannot be regulated. At least in critical cases, measurements will, however, be carried out only if the atmospheric pressure does not deviate too much from the reference pressure 1013 hPa.

The error influences referred to were estimated quantitatively for various frequency ranges, and on the basis of these estimates, the pertaining variances were calculated according to DIN 1319 part 4. From the total variance, the standard deviations and from the latter, the confidence limits were determined. For an individual measurement of a basic acoustic frequency response curve in the PTB, for a confidence level of 95 %, the uncertainties of measurement calculated in this way amount to about ± 0.45 dB in the frequency range from 200 to 500 Hz, to about ± 0.8 dB at most in the frequency range from 500 to 3000 Hz which is relevant to pattern evaluation, and to about ± 1.7 dB at most in the frequency range from 3000 to 8000 Hz. This means that with a certainty of 95 %, an individual frequency response curve measured in the PTB does not deviate from the "correct" curve by more than the values stated. The permissible tolerances for the difference between frequency response curves measured by the applicants and the PTB are of the order of ± 3.0 dB, i.e. in the frequency range from 500 to 3000 Hz about four times the uncertainty of measurement of the PTB. This seems to be justified, for in

⁴⁾ Es ist jedoch zu berücksichtigen, daß sich auch das Übertragungsmaß des im Kuppler verwendeten Mikrofons geringfügig mit dem Luftdruck ändert. Der Druckkoeffizient eines typischen Mikrofons beträgt bei tiefen Frequenzen etwa $-0,0014$ dB/hPa, nimmt im Bereich von 2000 bis 5000 Hz nahezu auf 0 dB/hPa ab und steigt oberhalb von 5000 Hz wieder auf etwa den ursprünglichen Wert an.

⁴⁾ It has, however, to be taken into account that also the sensitivity level of the microphone used in the coupler changes slightly with the atmospheric pressure. At low frequencies, the pressure coefficient of a typical microphone is -0.0014 dB/hPa, decreases in the range from 2000 to 5000 Hz to nearly 0 dB/hPa and increases again to about the original value above 5000 Hz.

auch noch mangelnde zeitliche Stabilität der Hörgeräte (zwischen der Prüfung bei den Antragstellern und in der PTB liegt oft ein Zeitraum von mehreren Monaten) und Unsicherheiten beim Kurvenvergleich (s. Abschnitt 4.1) zu abweichenden Meßergebnissen führen.

3.2 90-dB-Kurve

Für die einzelnen Störgrößen gilt im Falle der 90-dB-Kurve ähnliches wie im Falle der normalen akustischen Wiedergabekurve. Zu berücksichtigen ist jedoch, daß der Einfluß des Eingangsschalldruckpegels und damit der im Abschnitt 3.1 unter (a) und (b) genannten Fehlerquellen nur gering ist. Die wieder für ein Vertrauensniveau von 95% ermittelten Vertrauensgrenzen betragen für eine einzelne Messung einer 90-dB-Kurve in der PTB im Frequenzbereich von 200 bis 500 Hz etwa $\pm 0,5$ dB, in dem für Bauartprüfungen relevanten Frequenzbereich von 500 bis 3000 Hz maximal etwa $\pm 0,6$ dB und im Frequenzbereich von 3000 bis 8000 Hz maximal etwa $\pm 0,9$ dB. Auch im Falle der 90-dB-Kurve betragen die zulässigen Toleranzen für den Unterschied zwischen den von den Antragstellern und von der PTB gemessenen Kurven mit $\pm 2,5$ dB etwa das 4fache der Meßunsicherheit der PTB.

3.3 Größte akustische Verstärkung bei 1000 Hz

Bei der Messung der größten akustischen Verstärkung sind wieder weitgehend die gleichen Einflußgrößen wirksam wie bei der Bestimmung der normalen akustischen Wiedergabekurve. Zusätzlich ist noch die Unsicherheit beim Auffinden und bei der Ermittlung des Eingangsschalldruckpegels, bei dem das Hörgerät die größte Verstärkung aufweist, zu berücksichtigen. Die quantitative Abschätzung aller möglichen Fehlerursachen führt zu Vertrauensgrenzen einer einzelnen PTB-Messung von $\pm 0,75$ dB bei einem Vertrauensniveau von 95%. In diesem Fall erscheint die festgelegte Toleranz von ± 2 dB für einen Vergleich des Meßwertes eines Antragstellers mit dem der PTB zunächst gering. Es ist jedoch zu bedenken, daß die bei einer einzelnen diskreten Frequenz bei den Antragstellern realisierte Meßunsicherheit vermutlich weniger von der Meßunsicherheit der PTB abweicht, als dies bei der Messung einer Frequenzkurve der Fall ist. Auch entfallen bei einem Vergleich zweier Zahlenwerte die Unsicherheiten, die durch das Digitalisieren von Meßkurven entstehen (s. dazu Abschnitt 4.1).

3.4 Schalldruckpegel des Eigenrauschens

Bei der Messung des Schalldruckpegels des Eigenrauschens sind ebenfalls im wesentlichen ähnliche Einflußgrößen wirksam wie bei der Bestimmung der normalen akustischen Wiedergabekurve. Auch in diesem Fall er-

addition to the uncertainty of measurement of the PTB and that of the applicant (which in general will probably be slightly higher), an insufficient stability of the hearing aids with time (the tests by the applicants and in the PTB are often carried out at an interval of several months) and uncertainties in the comparison of the curves (cf. section 4.1) can result in diverging measurement results.

3.2 OSPL₉₀ curve

In the case of the OSPL₉₀ curve, similar aspects are valid for the individual disturbing parameters as in the case of the basic acoustic frequency response curve. It has, however, to be taken into account that the influence of the input sound pressure level and, thus, of the error sources referred to in section 3.1 under (a) and (b) is only slight. For an individual measurement of an OSPL₉₀ curve in the PTB the confidence limits determined again for a confidence level of 95% are of the order of about ± 0.5 dB in the frequency range of 200 to 500 Hz, of about ± 0.6 dB at most in the frequency range of 500 to 3000 Hz which is relevant to pattern evaluation, and of about ± 0.9 dB at most in the frequency range of 3000 to 8000 Hz. In the case of the OSPL₉₀ curve, too, the permissible tolerances of ± 2.5 dB for the difference between the curves measured by the applicants and in the PTB amount to four times the uncertainty of measurement of the PTB.

3.3 Maximum acoustic gain at 1000 Hz

In the measurement of the maximum acoustic gain more or less the same influencing parameters are effective as in the determination of the basic acoustic frequency response curve. In addition, the uncertainty in finding and determining the input sound pressure level at which the hearing aid shows the maximum gain must be allowed for. The quantitative estimate of all potential error sources yields confidence limits of an individual PTB measurement of ± 0.75 dB at a confidence level of 95%. In this case, the specified tolerance of ± 2 dB for a comparison of the measurement value obtained by an applicant with that of the PTB first seems to be small. It must, however, be taken into account that the uncertainty of measurement attained by the applicants at an individual discrete frequency probably deviates to a smaller extent from that of the PTB than in frequency curve measurements. Moreover, when two numerical values are compared, there are no uncertainties resulting from the digitalization of measurement curves (cf. section 4.1).



**Hier wird perfekter Sound
gemischt.**

**Die Walzensteller.
Einer der vier einzigartigen
bernafon-Vorteile.**

Klänge, Geräusche und Töne für eine perfekte Wiedergabe abstimmen. Im Studio mit dem Mischpult. Bei den bernafon-Hörgeräten mit den stufenlosen Walzenstellern. Dank der Kombination einer aufwendigen eingangsgesteuerten Compression (AGC-I), dem patentierten PC-C-Begrenzungssystem und den Stellern für die Klangwahl. Damit bietet sich dem Akustiker eine breite Palette feinst regulierbarer und präzise repetierbarer Einstellungen, die den verbleibenden Dynamikbereich des Hörgeschädigten optimal ausnützen lässt.

Die bernafon-Walzensteller. Das Tarndesign. Der Monobloc. Das PC-C-Begrenzungssystem. Das sind die vier einzigartigen bernafon-Vorteile.

 **bernafon**
SWISS-MADE

Vertretung Deutschland
micro-technic GmbH
Albstadtweg 6
7000 Stuttgart 80
Telefon 0711/7 80 06 43

Gfeller AG
Abteilung Hörgeräte
CH-3175 Flamatt (Schweiz)
Telefon 031 94 03 63
Telex 911 717 gagf.ch

geben sich Vertrauensgrenzen von etwa $\pm 0,75$ dB für eine einzelne PTB-Messung bei einem Vertrauensniveau von 95 %. Hinsichtlich der festgelegten Toleranzgrenze von 2 dB gilt das in Abschnitt 3.3 Gesagte.

3.5 Stärke des Betriebsstroms

Bei der Bestimmung des Betriebsstroms sind neben Fehlern des zur Strommessung verwendeten Meßgerätes vor allem Unsicherheiten in der korrekten Spannungsversorgung des Hörgerätes, Unsicherheiten bei der Einstellung des Ausgangsschalldruckspegels und Temperatureinflüsse zu berücksichtigen. Eine quantitative Abschätzung dieser Fehlerquellen ergab Vertrauensgrenzen von etwa $\pm 2,2\%$ für eine einzelne PTB-Messung bei einem Vertrauensniveau von 95 %. Auch in diesem Falle beträgt die Toleranzgrenze bei Bauartprüfungen mit 5 % weniger als das 3fache der PTB-Meßunsicherheit.

3.6 Größtes induktiv-akustisches Übertragungsmaß bei 1000 Hz

Bei der Messung des größten induktiv-akustischen Übertragungsmaßes treten im Vergleich zur Messung der größten akustischen Verstärkung Unsicherheiten bei der Bestimmung der magnetischen Feldstärke, bei der Anordnung des Hörgerätes im Magnetfeld und Störungen des Magnetfeldes an die Stelle entsprechender akustischer Größen. Die auf dieser Grundlage ermittelten Vertrauensgrenzen einer einzelnen PTB-Messung betragen bei einem Vertrauensniveau von 95 % etwa $\pm 0,65$ dB. Die für den Meßwertevergleich bei der Bauartprüfung gültige Toleranz von $\pm 2,0$ dB ist damit etwa gleich dem 3fachen der Meßunsicherheit der PTB.

4. Ergebnisse der Bauartprüfungen

Bisher sind nach den seit 1979 gültigen Bedingungen für die Bauartprüfung insgesamt für 100 Prüfungsanträge von 16 verschiedenen Antragstellern sogenannte Bearbeitungszeichen erteilt worden, mit denen der Eingang aller erforderlichen Unterlagen formal bestätigt wird. Von diesen sind bisher 63 Anträge abschließend bearbeitet worden. Für 40 Hörgerätebauarten konnte eine Bauartnummer erteilt werden, in 23 Fällen wurde die Prüfung aus unterschiedlichen Gründen abgebrochen.

Da sich die Messungen über einen längeren Zeitraum erstreckten, sind nicht mehr für alle geprüften Hörgerätebauarten Meßdaten in einer für die jetzige Auswertung geeigneten Form verfügbar. Eine Beschränkung ergibt sich auch dadurch, daß bei der jetzigen Auswertung der besseren Vergleichbarkeit wegen nur HdO-

3.4 Sound pressure level of the inherent noise

In the measurement of the sound pressure level of the inherent noise, too, substantially similar influencing parameters are effective as in the determination of the basic acoustic frequency response curve. In this case, too, the confidence limits for an individual PTB measurement are about ± 0.75 dB at a confidence level of 95 %. As regards the specified tolerance limit of 2 dB, the statement in section 3.3 applies.

3.5 Intensity of the battery current

In the determination of the battery current, apart from errors of the meter used for measuring the current, chiefly uncertainties in the correct voltage supply of the hearing aid, uncertainties in the adjustment of the output sound pressure level and temperature influences must be allowed for. A quantitative estimate of these error sources yielded confidence limits of about $\pm 2.2\%$ for an individual PTB measurement at a confidence level of 95 %. In this case, too, the tolerance limit for pattern evaluation of 5 % is less than three times the uncertainty of measurement of the PTB.

3.6 Maximum inductive-acoustic sensitivity level at 1000 Hz

In the measurement of the maximum inductive-acoustic sensitivity level, as compared with the measurement of the maximum acoustic gain, uncertainties in the determination of the magnetic field strength, in the arrangement of the hearing aid in the magnetic field and disturbances of the magnetic field take the place of the uncertainties of the corresponding acoustic quantities. The confidence limits of an individual PTB measurement determined on this basis are of the order of about ± 0.65 dB at a confidence level of 95 %. The tolerance of ± 2.0 dB valid for the comparison of the measurement values within the scope of pattern evaluation is thus more or less equal to three times the uncertainty of measurement of the PTB.

4. Results of pattern evaluation

According to the conditions valid since 1979 for pattern evaluation, so-called "file reference signs" by which the receipt of all necessary documents is officially confirmed have hitherto been granted for a total of 100 test applications filed by 16 different applicants. Of these applications, 63 have hitherto been treated. For 40 hearing aid types a pattern number could be granted; in 23 cases, the tests were discontinued for various reasons.

Not for all hearing aid types tested measurement data are still available in a form suited for the present

Geräte und Hörbrillen berücksichtigt werden sollten. Andererseits war es bei einzelnen Bauarten erforderlich, bis zu 3 Mustergeräte zu prüfen.

Die dieser Auswertung zugrundeliegende Zahl der geprüften Hörgeräte beträgt 68. Diese Geräte wurden von 12 verschiedenen Antragstellern eingereicht. Die tatsächliche Zahl auswertbarer Daten ist für die einzelnen Meßwerte und -kurven jedoch teilweise kleiner. Die Darstellung der Ergebnisse und ihre Diskussion erfolgt in den nächsten Abschnitten für die einzelnen gemessenen Kurven und Größen getrennt.

4.1 Normale akustische Wiedergabekurve

Die von den Antragstellern an den Mustergeräten gemessenen normalen akustischen Wiedergabekurven werden in der PTB zunächst bei diskreten Frequenzen digitalisiert, und zwar in 2 Schritten pro Terz bei Frequenzen bis 800 Hz, darüber in 4 Schritten pro Terz. Die digitalisierten Meßwerte werden auf einem Datenträger gespeichert. Die für die Digitalisierung gewählten Frequenzen stimmen mit den Meßfrequenzen bei der Messung in der PTB überein. Da die Meßergebnisse direkt in digitaler Form gewonnen werden, ist ein Vergleich der jeweils zum gleichen Hörgerät gehörenden Kurven leicht möglich. Er wird so vorgenommen, daß die zu vergleichenden Kurven bei der Frequenz 1000 Hz auf den gleichen Wert normiert werden. Bei dieser Frequenz ist also die Abweichung definitionsgemäß gleich Null, das heißt es werden lediglich die auf den Wert bei 1000 Hz bezogenen Frequenzgänge verglichen, nicht die absoluten Ausgangspegel.

Bei der Beurteilung der Ergebnisse ist zu berücksichtigen, daß eine Digitalisierung der Kurven der Antragsteller nicht ohne Unsicherheit möglich ist. Ein Meßbeispiel zeigt Abb. 2: Hier sind die Ergebnisse von fünf

evaluation, as the measurements extended over a prolonged period of time. Another restriction results from the fact that for the sake of better comparability, only behind the ear and spectacle aids were covered by the present evaluation. On the other hand, it was necessary for some types to test up to 3 prototypes.

The present evaluation is based on tests of 68 hearing aids which were submitted by 12 different applicants. For the individual measurement results and curves, the number of evaluable data is, however, sometimes smaller. In the following sections the results are described and discussed separately for the individual curves and quantities measured.

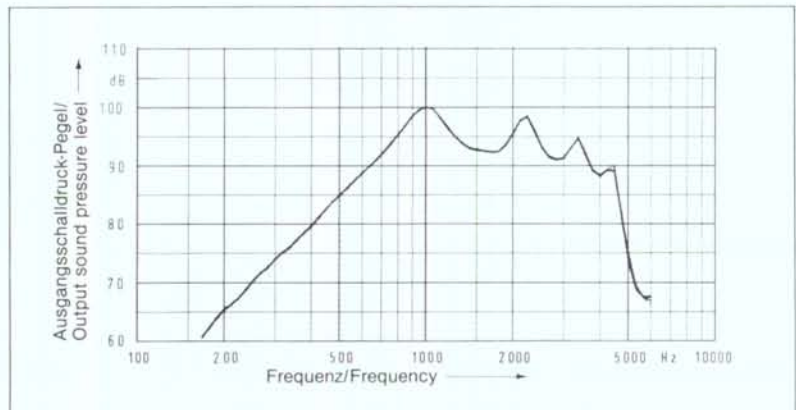
4.1 Basic acoustic frequency response curve

In the PTB, the basic acoustic frequency response curves measured by the applicants on the prototypes are first digitalized at discrete frequencies; this is done in 2 steps per third-octave for frequencies up to 800 Hz and in 4 steps per third-octave above 800 Hz. The digitalized measurement values are stored on a data medium. The frequencies selected for digitalization are in agreement with the frequencies at which the PTB measurements are carried out. As the measurement results are obtained directly in a digital form, the curves belonging to the same hearing aid can easily be compared. For comparison purposes, the curves to be compared are normalized to the same value at the frequency of 1000 Hz. At this frequency, the deviation is thus per definitionem equal to zero, i.e. only the frequency responses related to the value at 1000 Hz and not the absolute output levels are compared.

When evaluating the results it must be taken into account that a digitalization of the curves obtained by the applicants is not possible without uncertainty. An

Abb. 2 Fünfmalige Digitalisierung und Registrierung einer normalen akustischen Wiedergabekurve eines Hörgerätes

Fig. 2 Digitalization and registration of a basic acoustic frequency response curve of a hearing aid repeated five times



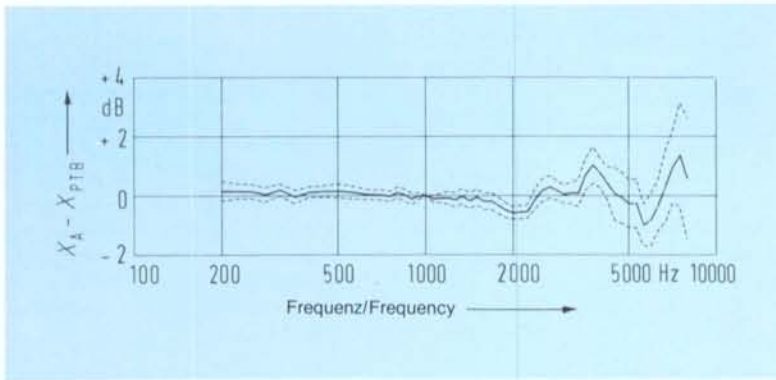


Abb. 3 Normale akustische Wiedergabekurve: Vergleich der Meßergebnisse der Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

— ($X_A - X_{PTB}$) $n = 43$
 - - - Vertrauensgrenzen des Mittelwertes für ein Vertrauensniveau von 95%

Fig. 3 Basic acoustic frequency response curve: comparison of the measurement results of the applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

— ($X_A - X_{PTB}$) $n = 43$
 - - - confidence limits of the mean value for a confidence level of 95%

voneinander unabhängigen Digitalisierungen und Registrierungen ein- und derselben normalen akustischen Wiedergabekurve eines Hörgerätes aufgetragen⁵⁾. Auf den ersten Blick ist kaum zu erkennen, daß es sich um fünf verschiedene Kurven handelt. Die Rechenauswertung zeigt jedoch Unterschiede. Danach ist eine einmalige Digitalisierung einer Kurve bei einem Vertrauensniveau von 95% in dem für die Bauartprüfung relevanten Frequenzbereich bis 3000 Hz mit einer Unsicherheit von maximal etwa $\pm 0,5$ dB, oberhalb von 3000 Hz von maximal etwa ± 2 dB behaftet. Diese Unsicherheit hat keinerlei systematische Komponente.

Für die Auswertung geeignete normale akustische Wiedergabekurven lagen für $n = 58$ Geräte vor. Die von den Antragstellern gemessenen Wiedergabekurven ($X_A(f)$) für 43 Geräte wichen im Frequenzbereich von 500 Hz bis 3000 Hz um nicht mehr als den zulässigen Wert von $\pm 3,0$ dB von den in der PTB gemessenen Wiedergabekurven ($X_{PTB}(f)$) ab, die Wiedergabekurven für 15 Geräte lagen bei mindestens einer Meßfrequenz in dem genannten Bereich außerhalb der Toleranzgrenzen. Die Mittelwerte der Abweichungen ($X_A - X_{PTB}$) für die erwähnten 43 Geräte sind zusammen mit den zugehörigen Vertrauensgrenzen für ein Vertrauensniveau von 95% in Abb. 3 dargestellt^{6), 7)}. In dem für die Bauartprüfung relevanten Frequenzbereich und auch unterhalb dieses Bereiches liegt die Mittelwertskurve stets nahe bei 0 dB. Dies ist als qualitative Bestätigung der Angaben in Abschnitt 3.1 über

example of a measurement is shown in Fig. 2: Here the results of five independent digitalization and recording processes for the same basic acoustic frequency response curve of a hearing aid are plotted⁵⁾. At first sight it is almost impossible to discern that five different curves were plotted. The computer evaluation shows, however, differences. According to this evaluation, a single digitalization of a curve at a confidence level of 95% in the frequency range of up to 3000 Hz which is relevant to the pattern evaluation, is subject to an uncertainty of about ± 0.5 dB at most and above 3000 Hz, of about ± 2 dB at most. This uncertainty does not have any systematic component.

Basic acoustic frequency response curves suitable for evaluation were available for $n = 58$ hearing aids. In the frequency range of 500 Hz to 3000 Hz, the frequency response curves ($X_A(f)$) measured by the applicants for 43 hearing aids did not deviate from the frequency response curves ($X_{PTB}(f)$) measured in the PTB by more than the permissible value of ± 3.0 dB; in the range stated, the frequency response curves for 15 hearing aids were outside the tolerance limits at at least one test frequency. The mean values of the deviations ($X_A - X_{PTB}$) for the 43 hearing aids mentioned are represented in Fig. 3 together with the pertaining confidence limits for a confidence level of 95%^{6), 7)}. In the frequency range relevant to pattern evaluation and also below this range, the mean value curve is always close to 0 dB. This is to be considered a qualitative

5) Bei der Originalkurve handelt es sich um eine Pegelschreiberaufzeichnung auf einem Papier von nur 50 mm Breite.

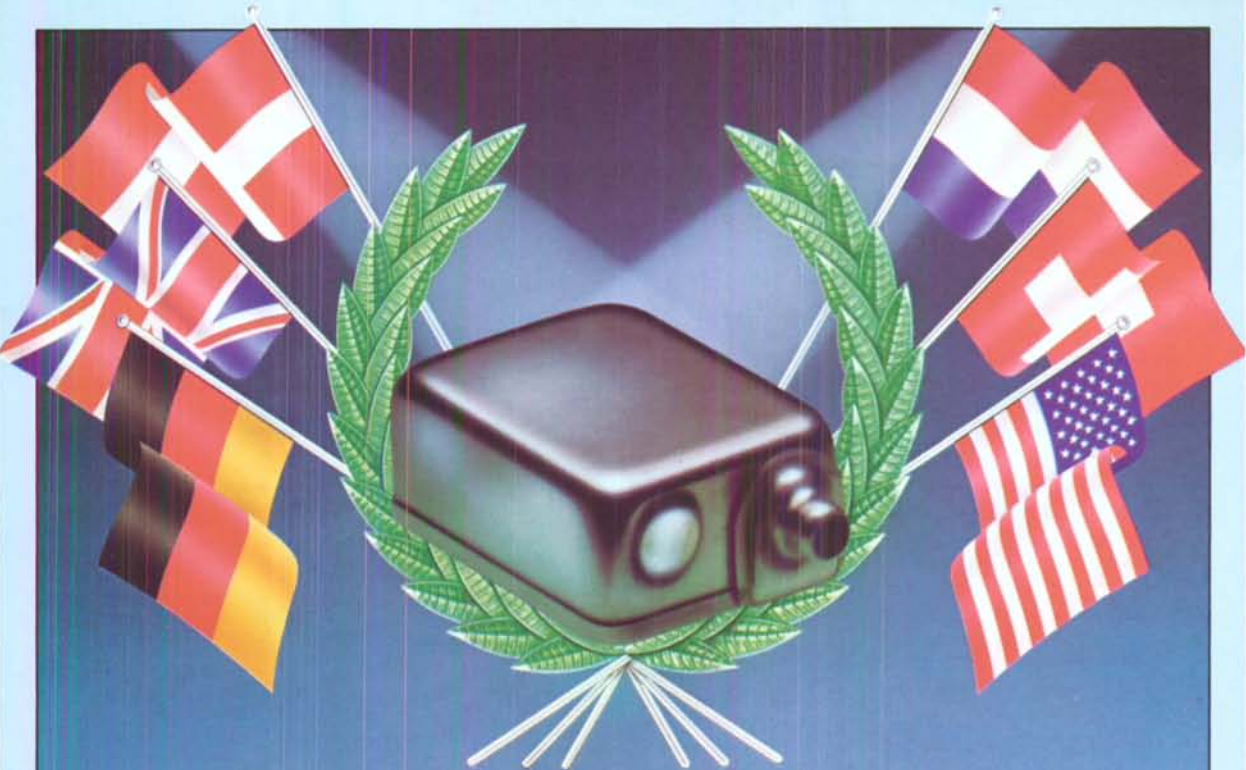
6) Es sei ausdrücklich betont, daß es sich hier und in den folgenden Abbildungen um die Vertrauensgrenzen der jeweiligen Mittelwerte und nicht um die (wesentlich größeren) Streuungen von Einzelwerten handelt.

7) An beiden Grenzen des Frequenzbereichs ist die Zahl der Geräte geringer als angegeben, da nicht alle Antragsteller die Messung in dem ganzen hier betrachteten Frequenzbereich vorgenommen haben.

5) The original curve was plotted by a level recorder on a sheet of paper only 50 mm in width.

6) It should be noted that here and in the following figures, the confidence limits of the respective mean values and not the (substantially more important) scatters of individual values are concerned.

7) At both limits of the frequency range, the number of the hearing aids is smaller than indicated, as not all applicants carried out the measurement in the whole frequency range considered here.



DER LEISTUNGSSTARKE KNOWLES CI HÖRER

Dieser Subminiatur-Hörer ist ein Beispiel dafür, was ein Hersteller mit einem einzigartigen Forschungs- und Entwicklungsprogramm erreichen kann.

Er wurde speziell im Hinblick auf die Anforderungen des Hörgeräte-Entwicklers geschaffen, der Hinter-dem-ohr- oder Taschenhörgeräte für extrem Schwerhörende konstruiert.

Merkmale Der CI-Hörer ist darauf ausgelegt, eine *höhere Ausgangsleistung* zu erzielen ohne auf eine *große Bandbreite* zu verzichten.

In diesem Subminiatur-Hörer vereinen sich *hohe Stoßfestigkeit* und *geringe Verzerrung* mit einer *verringerten elektromagnetischen*

Strahlung und einer *gleichmäßigen Übertragung*.

Fragen Sie Knowles noch heute nach dem CI-Hörer und dem Gesamtsortiment an Hörern, von denen jeder einzelne eine einmalige, unübertroffene Leistung darstellt.

Knowles[®]

Knowles Electronics Co., Victoria Road, Burgess Hill, Sussex RH15 9LP, England.
Fernschreiber: 87460. Tel: (044 46) 5432. Telegramme: Eleknol, Burhill.



die Meßunsicherheit zu werten. Nur bei Frequenzen um 2 kHz und um 4 kHz unter- bzw. überschreitet der gesamte Vertrauensbereich die Null-Linie. Das bedeutet, daß es – bei einem Vertrauensniveau von 95% – nur in diesen Frequenzbereichen signifikante systematische Abweichungen zwischen den Messungen der PTB und denen der Antragsteller gibt. Die Kurve läßt zunächst nicht erkennen, ob die Ursache für diese Diskrepanzen bei der PTB oder bei den Antragstellern zu finden ist. Es wird jedoch vermutet, daß die Abweichungen vor allem von nicht-berücksichtigten Frequenzgängen der bei den Antragstellern verwendeten Mikrofone verursacht werden: Handelsübliche 1-Zoll-Mikrofone, wie sie im 2-cm³-Kuppler verwendet werden, weisen nämlich oberhalb etwa 2000 Hz bis etwa 5000 Hz oft einen leicht ansteigenden Frequenzgang mit einer maximalen Änderung des Übertragungsmaßes von etwa 1 dB auf. Bei den Messungen in der PTB wird diese Änderung berücksichtigt, bei der Mehrzahl der Antragsteller vermutlich jedoch nicht. Dies führt zu einem positiven Wert der Differenz $X_A - X_{PTB}$ in diesem Bereich (s. dazu auch Abschnitt 4.2). Gegenläufig wirkt sich ein etwas anders verlaufender Anstieg des Frequenzganges des im Freifeld verwendeten Mikrofons aus, der ebenfalls typisch für handelsübliche 1-Zoll-Mikrofone im Frequenzbereich oberhalb von 1 kHz ist. Da in der PTB im Freifeld ein ½-Zoll-Mikrofon mit einem im Bereich bis 3 kHz nahezu frequenzunabhängigen Übertragungsmaß verwendet wird, sind die systematischen Abweichungen zwischen den Messungen der PTB und denen der Antragsteller vermutlich auf die resultierende Wirkung der Frequenzgänge der jeweils bei den Antragstellern verwendeten Mikrofone zurückzuführen. Zusätzlich könnten sich Schallfeldstörungen durch den bei allen PTB-Messungen stets gleichbleibenden Meßaufbau im reflexionsarmen Raum systematisch auswirken.

Von besonderem Interesse für eine zukünftige Neufassung der Bedingungen für die Bauartprüfung ist die Frage, wie sich andere Toleranzen auf das Ergebnis der Prüfungen ausgewirkt hätten. Folgende Aussagen lassen sich auf der Grundlage von insgesamt 58 geprüften Geräten machen:

- Bei den gegenwärtig geltenden Toleranzen erfüllten 43 Geräte (74%) die Bedingungen,
- bei einer Verringerung der Toleranzen auf $\pm 2,5$ dB hätten 39 Geräte (67%) die Bedingungen erfüllt,
- bei einer Erweiterung der Toleranzen auf $\pm 3,5$ dB hätten 46 Geräte (79%) die Bedingungen erfüllt,
- bei einer Erweiterung des Frequenzbereiches nach unten bis 250 Hz hätte sich bei gleichbleibenden

confirmation of the statements made in section 3.1 about the uncertainty of measurement. Only at frequencies of about 2 kHz and of about 4 kHz does the whole confidence interval fall below or exceed the zero line. This means that only in these frequency regions – at a confidence level of 95% – there are significant systematic deviations between the measurements carried out by the PTB and those by the applicants. The curve first does not reveal whether these discrepancies are caused by the PTB or by the applicants. It is, however, presumed that the deviations are chiefly due to the non-considered frequency responses of the microphones used by the applicants: Above about 2000 Hz to about 5000 Hz, commercial 1-inch microphones as used in the 2 cm³ coupler often show a slightly rising frequency response with a maximum change of the sensitivity level of about 1 dB. In the measurements carried out in the PTB, this change is allowed for, whereas it is probably not taken into account by most of the applicants. This results in a positive value of the difference $X_A - X_{PTB}$ in this range (cf. also section 4.2). A somewhat different rise of the frequency response of the microphone used in the free field which is also typical of commercial 1-inch microphones in the frequency range above 1 kHz acts in the opposite direction. As in the PTB a ½-inch microphone is used in the free field which has an almost frequency-independent sensitivity level in the range up to 3 kHz, the systematic deviations between the measurements carried out by the PTB and those by the applicants are probably due to the resulting effect of the frequency responses of the microphones used by the applicants. In addition, disturbances of the sound field due to the measuring arrangement in the anechoic room which is always the same for all PTB measurements could have a systematic effect.

For a future revision of the pattern evaluation conditions particular significance is to be attributed to the question of what effect other tolerances would have had upon the test result. On the basis of a total of 58 hearing aids tested, the following statements can be made:

- At the tolerances valid at present, 43 hearing aids (= 74%) met the conditions.
- If the tolerances had been reduced to ± 2.5 dB, 39 hearing aids (= 67%) would have met the conditions.
- If the tolerances had been extended to ± 3.5 dB, 46 hearing aids (= 79%) would have met the conditions.
- If the frequency range had been extended to lower values down to 250 Hz, no change with respect to

Elektronisch hören – heute ganz natürlich

**Hear the electronic way –
it's as natural as can be**

**HdO-Geräte · IO-Geräte
Hörbrillen · Taschengeräte
Audiometer**

**Behind-the-ear aids · In-the-ear aids
Eyeglass hearing aids · Body hearing aids
Audiometers**



BOSCH

Die zuverlässigen Hörgeräte

**Robert Bosch GmbH · Geschäftsbereich Elektronik
Forckenbeckstraße 9-13 · 1000 Berlin (West) 33**

Toleranzen keine Änderung gegenüber dem Ist-Zustand ergeben, und

- bei einer Erweiterung des Frequenzbereichs nach oben bis 5000 Hz bei Toleranzen von ± 5 dB im Bereich zwischen 3000 und 5000 Hz hätten 37 Geräte (64%) die Bedingungen erfüllt.

Wenn man berücksichtigt, daß einige wesentliche bei einzelnen Antragstellern aufgetretene Meßfehler bereits im bisherigen Verlauf der Bauartprüfungen aufgezeigt und behoben wurden⁸⁾ und weitere mögliche Ursachen für Meßabweichungen hier genannt wurden, lassen diese Ergebnisse den Schluß zu, daß eine Verringerung der Toleranz auf $\pm 2,5$ dB sowie eine Erweiterung des betrachteten Frequenzbereichs nach unten und – sofern dort gleichzeitig auch die Toleranzen erweitert werden – nach oben möglich wäre, ohne daß sich die Zahl der Toleranzüberschreitungen wesentlich erhöhen würde.

Von 6 Antragstellern (im folgenden Antragsteller I, II, III, IV, V und VI genannt) liegen für 4 und mehr Mustergeräte gemessene Kurven vor, die innerhalb der zulässigen Toleranzen liegen. Insgesamt wurden von diesen 6 Antragstellern 38 Mustergeräte eingereicht, deren Kurven innerhalb der Toleranzen lagen. Das sind 88% aller Geräte. Es erschien deshalb lohnend, zusätzlich eine nach Antragstellern getrennte Auswertung der Meßergebnisse vorzunehmen, um mögliche systematische Abweichungen zwischen einzelnen Antragstellern und der PTB zu erkennen. Dies ist in Abb. 4a-4f geschehen, in denen wie zuvor die mittleren Abweichungen von den Messungen der PTB und die zugehörigen Vertrauensgrenzen für ein Vertrauensniveau von 95% eingezeichnet sind. Es zeigt sich, daß bei einzelnen Antragstellern und in einzelnen Frequenzbereichen durchaus signifikante Abweichungen zu den Meßwerten der PTB auftreten. Da die Werte der PTB entsprechend Abb. 3 jedoch als im wesentlichen frei von systematischen Fehlern angesehen werden können, empfiehlt es sich für die betreffenden Antragsteller, die eigenen Meßeinrichtungen auf mögliche systematische Fehler zu kontrollieren.

4.2 90-dB-Kurve

Die von den Antragstellern für die Mustergeräte vorgelegten 90-dB-Kurven sind in ähnlicher Weise mit den entsprechenden Kurven der PTB verglichen und zusammenfassend ausgewertet worden wie die normalen akustischen Wiedergabekurven. Für die Auswertung geeignete Kurven lagen für $n = 58$ Geräte vor. Die von

the actual state would have resulted at constant tolerances.

- If the frequency range had been extended to higher values up to 5000 Hz, at tolerances of ± 5 dB in the range between 3000 and 5000 Hz, 37 hearing aids (= 64%) would have met the conditions.

When it is taken into consideration that some essential errors in the measurements carried out by individual applicants have already been detected and remedied in the course of the pattern evaluations hitherto carried out⁽⁸⁾ and that additional potential causes of deviations have been mentioned here, these results admit the conclusion that a reduction of the tolerance to ± 2.5 dB as well as an extension of the frequency range considered to lower values and – provided that at the same time the tolerances are extended here – to higher values would be possible without the number of cases in which the tolerances are exceeded increasing substantially.

Of each of 6 applicants (hereinafter referred to as applicants I, II, III, IV, V and VI) curves for 4 and more prototypes are available which keep within the permissible tolerances. These 6 applicants submitted 38 prototypes in total whose curves kept within the tolerances. This corresponds to 88% of all prototypes submitted. It therefore appeared worth while carrying out in addition separate evaluations of the measurement results obtained by the individual applicants in order to discover potential systematic deviations between individual applicants and the PTB. The results are shown in Fig. 4a to 4f in which – as before – the mean deviations from the PTB measurements and the pertaining confidence limits are entered for a confidence level of 95%. It appears that for individual applicants and in individual frequency ranges, there are quite significant deviations from the values measured by the PTB. As according to Fig. 3, the PTB values can be considered substantially free of systematic errors, it is to be recommended that the respective applicants check their measuring installations for potential systematic errors.

4.2 OSPL₉₀ curve

The OSPL₉₀ curves of the prototypes submitted by the applicants were compared with the corresponding curves of the PTB and evaluated in summary in a similar way as the basic acoustic frequency response curves. Curves suitable for evaluation were available for $n = 58$ hearing aids. In the frequency range from

⁸⁾ Von einem Antragsteller waren zum Beispiel bei einer Reihe von Geräten die Wiedergabekurven nicht breitbandig, sondern selektiv gemessen worden.

⁽⁸⁾ One applicant, for example, did not measure the frequency response curves of a number of hearing aids without filtering but selectively.

Schon gehört von **EXTRA-LIFE** Batterien..?

Natürlich, Sie meinen Activair Batterien! Activair Hörgeräte-Batterien wurden geschaffen, um **länger** zu halten. Im Unterschied zu vielen anderen Batterien bleiben sie frisch, bis sie gebraucht werden. Strom können sie nämlich erst dann abgeben, wenn die Frischhaltungedichtung vom Pluspol abgezogen wird. Dann geben Activair Batterien aber einen sehr gleichmässig dosierten Energiestrom ab — damit Sie auf angenehme Weise gut hören. Activair Batterien gibt es in allen Standardgrößen (ausser für Taschengeräte). Und dazu sind sie **umweltfreundlich**. Tun Sie sich und der Natur einen Gefallen:



Verlangen Sie

ACTIVAIR



Importeure für Deutschland
Robert Bosch GmbH
Sonnenallee 241-257, D-1000 BERLIN
Tel. (030) 68 05 222.

Siemens AG.
Bereich Medizinische Technik,
Geschäftsgebiet Audiolog. Technik,
Gebbertstrasse 125, D-8520 ERLANGEN.
Tel. (09131) 84 34 45.

Electron GmbH
Stettiner Str. 22, D-7030 BÖBLINGEN
Tel. (07031) 27 20 23.

Generalvertretung und Vertrieb für Österreich
Viennatone Hörgeräte
Fröbelgasse 28-32, A-1164 WIEN XVI.
Tel. (0222) 92 76 60.

Importeur für die Schweiz
AUDITEC A.G.
Schweizergasse 10, CH-8023 ZÜRICH 1.
Tel. 01/22 12 553.

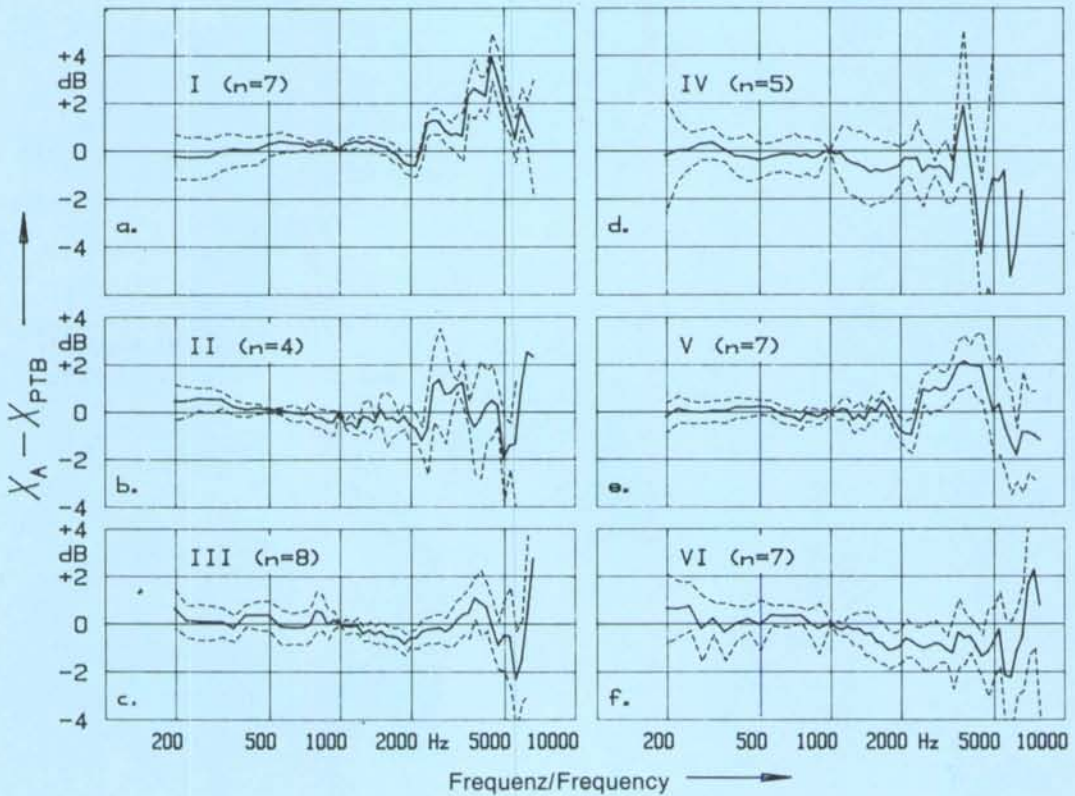


Abb. 4 Normale akustische Wiedergabekurve: Vergleich der Meßergebnisse der Antragsteller I bis IV (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

— ($X_A - X_{PTB}$)_n
 - - - Vertrauensgrenzen des Mittelwertes für ein Vertrauensniveau von 95%

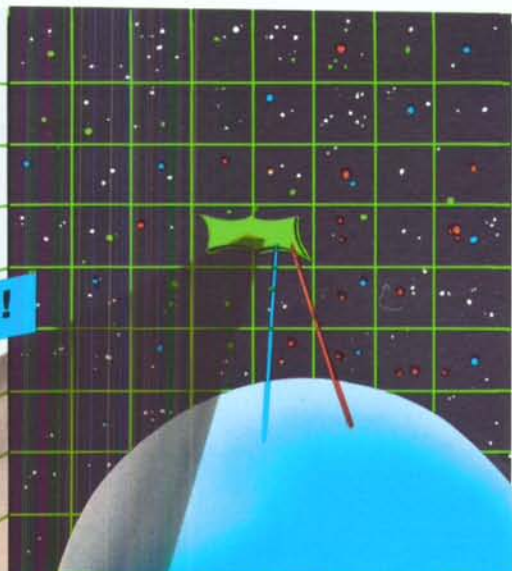
den Antragstellern gemessenen Kurven für 46 Geräte wichen im Frequenzbereich von 500 Hz bis 3000 Hz um nicht mehr als den zulässigen Wert von $\pm 2,5$ dB von den in der PTB gemessenen Wiedergabekurven ab, die Kurven für 12 Geräte lagen bei mindestens einer Meßfrequenz in dem genannten Bereich außerhalb der Toleranzgrenzen. Die Mittelwerte $\overline{X_A - X_{PTB}}$ sind zusammen mit den Vertrauensgrenzen für ein Vertrauensniveau von 95% in Abb. 5 sowie in Abb. 6a-6f dargestellt: Abb. 5 enthält die Ergebnisse für die 46 Geräte, deren Kurven innerhalb der zulässigen Toleranzen liegen und Abb. 6a-6f die Einzelergebnisse für die Antragsteller I bis VI. Betrachtet man zunächst Abb. 5, so fällt auf, daß die Abweichungen in weiten Frequenzbereichen offensichtlich systematischer Natur sind.

Fig. 4 Basic acoustic frequency response curve: comparison of the measurement results of applicants I to IV (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

— ($X_A - X_{PTB}$)_n
 - - - confidence limits of the mean value for a confidence level of 95%

500 Hz to 3000 Hz, the curves measured by the applicants for 46 hearing aids did not deviate from the frequency response curves measured in the PTB by more than the permissible value of ± 2.5 dB; within the range referred to, at least one test frequency, the curves for 12 hearing aids were outside the tolerance limits. In Fig. 5 as well as in Fig. 6a to 6f, the mean values $\overline{X_A - X_{PTB}}$ are represented together with the confidence limits for a confidence level of 95%: Fig. 5 covers the results for the 46 hearing aids whose curves keep within the permissible tolerances and Fig. 6a to 6f the individual results for the applicants I to VI. When considering first Fig. 5, it is conspicuous that in wide frequency ranges the deviations are obviously of a systematic nature. As before, the results available do

**Der Count-Down
für besseres
Hören und Verstehen!**



**... die neue attraktive Idee,
die mehr Kontakte schafft!**

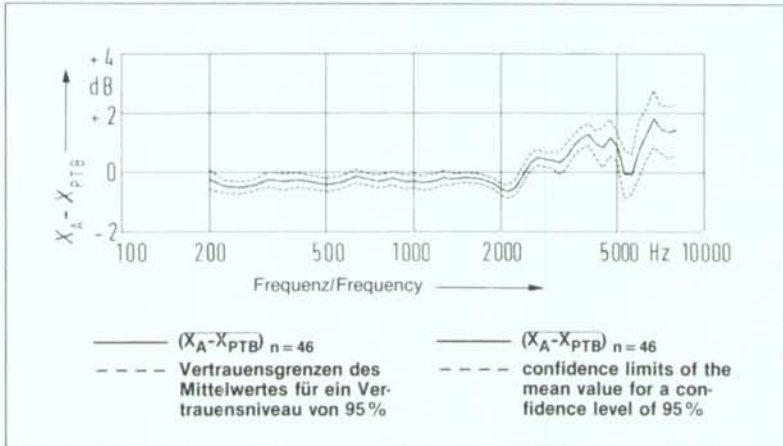


Abb. 5 Akustische Wiedergabekurve bei einem Eingangsschall- druckpegel von 90 dB und größter Verstärkung (»90-dB-Kurve«): Vergleich der Meßergebnisse der Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

Fig. 5 Acoustic frequency response curve at an input sound pressure level of 90 dB and maximum gain (»OSPL₉₀ curve«): comparison of the measurement results of the applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

Wiederum kann auf Grund der vorliegenden Ergebnisse nicht zweifelsfrei entschieden werden, ob die Ursachen bei der PTB oder bei den Antragstellern zu suchen sind. Im Frequenzbereich bis etwa 2,5 kHz sprechen jedoch folgende Indizien für das letztere: Bei der analogen Registrierung der Kurven mit Pegelschreibern, wie sie von den Antragstellern noch weitgehend benutzt werden, ist der aufgezeichnete Pegel im allgemeinen etwas geringer als der tatsächliche Pegel. Außerdem liegen die Heimatorte von mindestens 2 Antragstellern (II und V) deutlich höher als der Standort der PTB, Braunschweig (70 m). Man kann daher erwarten, daß bei den Messungen dieser Antragsteller der Luftdruck und damit nach Abb. 1 der gemessene Ausgangsschalldruckpegel im Mittel etwas geringer war als bei den Messungen in der PTB. Dies wird durch Abb. 6b und Abb. 6c bestätigt.

Auf die mögliche Ursache für die positiven Abweichungen bei Frequenzen oberhalb von 2,5 kHz wurde bereits in Abschnitt 4.1 hingewiesen: Deutlicher noch als in Abb. 3 zeigt sich in Abb. 5 der Einfluß des Frequenzgangs des im Kuppler verwendeten Mikrofons, da sich hier der (gegenläufige) Einfluß des Frequenzgangs des Freifeldmikrofons nicht auswirkt. Auch bei fast allen Kurven in Abb. 6 ist dies deutlich zu sehen.

Wertet man die Ergebnisse dieser Vergleichsmessungen noch hinsichtlich der Einhaltung von Toleranzen aus, so stellt man folgendes fest:

- Bei den gegenwärtig geltenden Toleranzen erfüllten 46 Geräte (79%) die Bedingungen,
- bei einer Verringerung der Toleranzen auf $\pm 2,0$ dB hätten nur 37 Geräte (64%) die Bedingungen erfüllt,
- bei einer Erweiterung der Toleranzen auf $\pm 3,0$ dB

not allow a definite decision as to whether the deviations are caused by the PTB or by the applicants. In the frequency range of up to about 2.5 kHz, however, the following are indicative of the latter: In the case of analog recording of the curves with level recorders as they are still widely used by the applicants, the recorded level is in general somewhat lower than the actual level. Furthermore, the home towns of at least 2 applicants (II and V) are situated at a distinctly higher altitude than Braunschweig where the PTB resides (70 m above m.s.l.). It can therefore be assumed that in the measurements of these applicants the atmospheric pressure and thus the measured output sound pressure level according to Fig. 1 were on an average somewhat lower than in the measurements carried out in the PTB. This is confirmed by Fig. 6b and 6c.

The potential cause of the positive deviations at frequencies above 2.5 kHz was already referred to in section 4.1: Even more distinctly than Fig. 3, Fig. 5 shows the influence of the frequency response of the microphone used in the coupler, as here the influence of the frequency response of the free-field microphone acting in the opposite direction does not exert any effect. This can also be clearly seen in the case of almost all curves in Fig. 6.

When additionally evaluating the results of these comparison measurements with respect to the compliance with tolerances, the following can be ascertained:

- At the tolerances valid at present, 46 hearing aids (= 79%) met the conditions.
- If the tolerances had been reduced to ± 2.0 dB, only 37 hearing aids (= 64%) would have met the conditions.

- hätten 51 Geräte (88 %) die Bedingungen erfüllt,
- bei einer Erweiterung des Frequenzbereichs nach unten bis 250 Hz hätten bei gleichbleibenden Toleranzen 45 Geräte (78 %) die Bedingungen erfüllt,
 - bei einer Erweiterung des Frequenzbereichs nach oben bis 4000 Hz hätten bei gleichbleibenden Toleranzen nur noch 33 Geräte (58 %) die Bedingungen erfüllt, und
 - bei einer Erweiterung des Frequenzbereichs nach oben bis 5000 Hz bei Toleranzen von ± 5 dB im Frequenzbereich zwischen 3000 Hz und 5000 Hz hätten 41 Geräte (71 %) die Bedingungen erfüllt.
- If the tolerances had been extended to ± 3.0 dB, 51 hearing aids (= 88 %) would have met the conditions.
 - If the frequency range had been extended to lower values down to 250 Hz, 45 hearing aids (= 78 %) would have met the conditions at constant tolerances.
 - If the frequency range had been extended to higher values up to 4000 Hz, only 33 hearing aids (= 58 %) would still have met the conditions at constant tolerances.
 - If the frequency range had been extended to higher

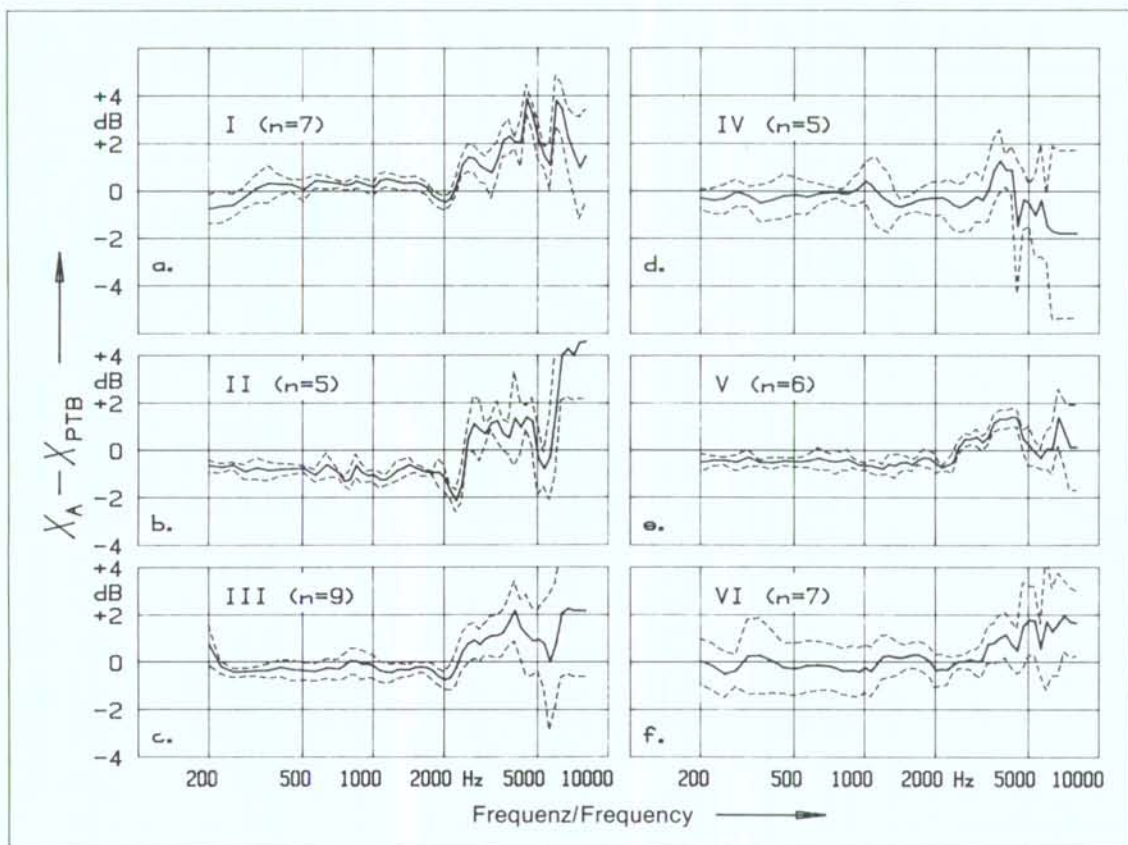


Abb. 6 Akustische Wiedergabekurve bei einem Eingangsschalldruckpegel von 90 dB und größter Verstärkung ("90-dB-Kurve"): Vergleich der Messergebnisse der Antragsteller I bis VI (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

— ($X_A - X_{PTB}$)_n
 - - - Vertrauensgrenzen des Mittelwertes für ein Vertrauensniveau von 95 %

Fig. 6 Acoustic frequency response curve at an input sound pressure level of 90 dB and maximum gain ("OSPL₉₀ curve"): comparison of the measurement results of applicants I to VI (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

— ($X_A - X_{PTB}$)_n
 - - - confidence limits of the mean value for a confidence level of 95 %

SIEMENS

Die neue **AURICULINA 284 PP-AGC-I**



Mit neuer Technik:

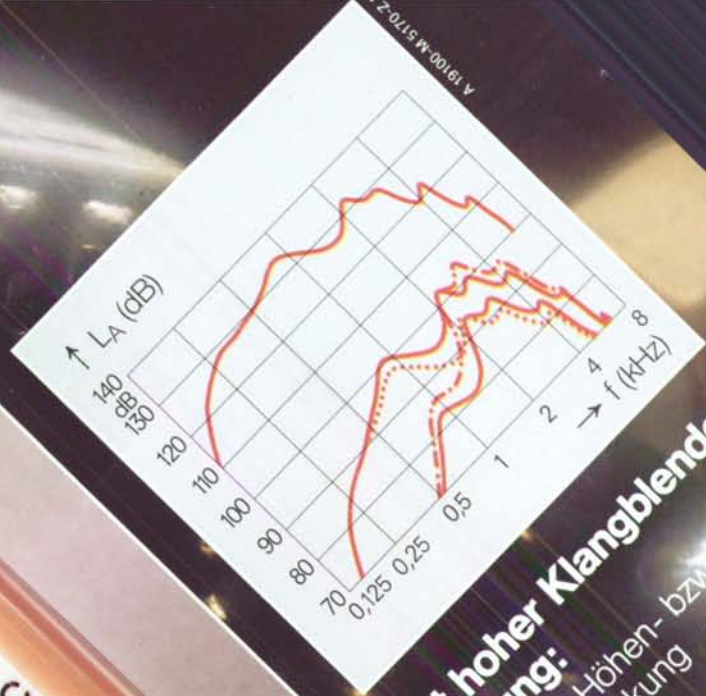
Bauelemente in Chip-Bauweise,
flexible Leiterbahnen

Mit neuem Gehäuse:

noch leichter, noch
unauffälliger



Mit vier Anpaßstellern:
für noch genauere und
flexiblere Einstellung



**Mit hoher Klangblenden-
wirkung:**
Getrennte Höhen- bzw.
Tiefenabsenkung

Berücksichtigt man wieder, daß einige der früher aufgetretenen Meßprobleme bereits behoben und andere Fehlermöglichkeiten jetzt aufgezeigt wurden, erscheint es durchaus möglich und sinnvoll, den für die Bauartprüfung relevanten Frequenzbereich in Zukunft nach unten und – bei gleichzeitiger Erweiterung der Toleranzen – auch nach oben zu erweitern.

4.3 Größte akustische Verstärkung bei 1000 Hz

Für die Auswertung geeignete Meßwerte lagen für $n=68$ Geräte vor. Die Differenzen der Meßwerte der Antragsteller (X_A) von denen der PTB (X_{PTB}) lagen für 63 Geräte innerhalb der zulässigen Toleranzgrenzen von $\pm 2,0$ dB, die für 5 Geräte außerhalb der Grenzen. Die Verteilung der Meßwerte ist in Abb. 7 in Form eines Histogramms dargestellt. Bei Berücksichtigung aller 68 Meßwerte beträgt der Mittelwert der Differenzen $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=68} = -0,6$ dB, bei Berücksichtigung der 63 innerhalb der Toleranzgrenzen liegenden Werte ergibt sich $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=63} = -0,5$ dB. Die Vertrauensgrenzen der Mittelwerte betragen bei einem Vertrauensniveau von 95% für $n=68$: $\pm 0,3$ dB, für $n=63$: $\pm 0,2$ dB.

Der genaue Grund für die Abweichung der Mittelwerte von 0 dB ist nicht bekannt. Es ist zwar nicht auszuschließen, daß die Meßwerte der PTB systematisch vom richtigen Wert abweichen (zumal Werte von $-0,5$ dB oder $-0,6$ dB noch innerhalb des Vertrauensbereiches der PTB-Messungen liegen), es gibt aber auch mehrere Gründe für die Annahme, daß die Meßwerte der Antragsteller im Mittel systematisch zu niedrig sind:

- So könnte nicht in jedem Fall der Eingangsschalldruckpegel soweit erniedrigt worden sein, daß das

values up to 5000 Hz, 41 hearing aids (= 71%) would have met the conditions at tolerances of ± 5 dB in the frequency range between 3000 Hz and 5000 Hz.

When taking into account that some former measurement problems have already been overcome and that other potential errors have been pointed out now, it seems quite possible and expedient in future to extend the frequency range relevant to pattern evaluation to lower values and – when the tolerances are extended at the same time – also to higher values.

4.3 Maximum acoustic gain at 1000 Hz

Measurement values suitable for evaluation were available for $n=68$ hearing aids. For 63 hearing aids the differences between the values measured by the applicants (X_A) and those of the PTB (X_{PTB}) kept within the permissible tolerance limits of ± 2.0 dB, whereas the measurement values for 5 hearing aids were outside these limits. In Fig. 7, the distribution of the measurement results is shown in the form of a histogram. When all 68 measurement values are included, the mean value of the differences $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=68}$ is -0.6 dB; when the 63 values keeping within the tolerance limits are considered, $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=63}$ is -0.5 dB. At a confidence level of 95%, the confidence limits of the mean values are ± 0.3 dB for $n=68$ and ± 0.2 dB for $n=63$.

The exact reason for the deviation of the mean values from 0 dB is not known. It cannot be precluded that the values measured by the PTB deviate systematically from the correct value (the less so as values of -0.5 dB or -0.6 dB still keep within the confidence range of the PTB measurements) but there are several reasons

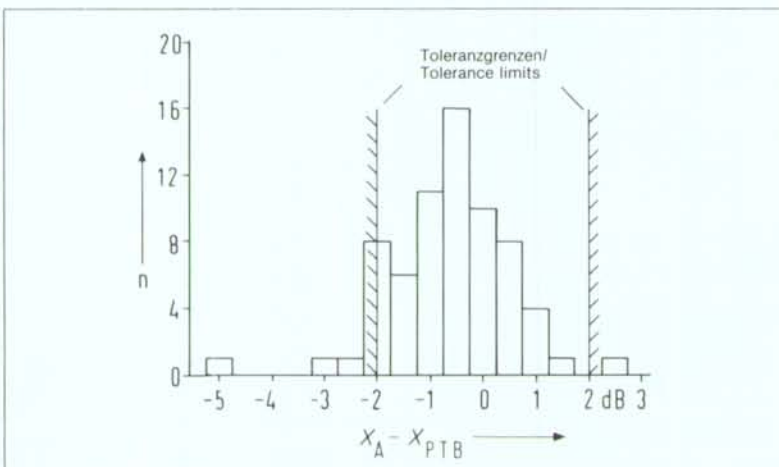


Abb. 7 Größte akustische Verstärkung bei 1000 Hz: Vergleich der Meßwerte der Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

Fig. 7 Maximum acoustic gain at 1000 Hz: comparison of the values measured by the applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

Hörgerät vollständig im linearen Verstärkungsbereich arbeitete,

- die Heimatorte zumindest der Antragsteller II und V liegen höher als Braunschweig. Der Luftdruck könnte bei den Messungen der Antragsteller daher im Mittel etwas niedriger gewesen sein als bei den Messungen der PTB, was unterhalb der ersten Resonanz gemäß Abb. 1 zu einer deutlichen Verringerung des im Kuppler erzeugten Ausgangsschalldruckpegels führt, und
- bei den Antragstellern besteht bei diesen Vergleichsmessungen vermutlich eher eine Tendenz zur Abrundung der gemessenen Verstärkungen als zur Aufrundung.

Von den bereits erwähnten 6 Antragstellern liegen Meßwerte für jeweils 6 und mehr Mustergeräte vor. Für diese sind die Mittelwerte der Abweichungen von den Meßwerten der PTB und die zugehörigen Vertrauensgrenzen für ein Vertrauensniveau von 95% gesondert berechnet worden und in Tabelle 1 angegeben. Den PTB-Werten am nächsten kommen die Meßwerte der Antragsteller III und VI.

Untersucht man die Ergebnisse wieder hinsichtlich der Einhaltung von Toleranzen, so zeigt sich folgendes:

- Bei den gegenwärtig geltenden Toleranzen erfüllten 63 Geräte (93%) die Bedingungen,
- bei einer Erweiterung der Toleranzen auf $\pm 2,5$ dB hätten 66 Geräte (97%) die Bedingungen erfüllt;

for the assumption that on an average the values measured by the applicants are systematically too low:

- Thus the input sound pressure level could not have been reduced in any case to such an extent that the hearing aid operated entirely in the linear gain range.
- At least the home places of applicants II and V are situated at a higher altitude than Braunschweig. In the measurements of the applicants the atmospheric pressure could thus have been somewhat lower on an average than in the PTB measurements; below the first resonance, according to Fig. 1, this results in a distinct reduction of the output sound pressure level produced in the coupler.
- In these comparison measurements the applicants probably tend to bring the measured gains rather to the nearest lower than to the nearest higher round figure.

Of each of the six applicants already mentioned, measurement values for 6 and more prototypes are available. For these the mean values of the deviations from the values measured by the PTB and the pertaining confidence limits for a confidence level of 95% were calculated separately and listed in Table 1. The measurement values obtained by applicants III and VI deviate least from the PTB values.

When the results are investigated for their compliance with tolerances, the following appears:

Tabelle 1 Vergleich von Meßwerten einzelner Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

Table 1 Comparison of measurement values of individual applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

Antragsteller	Größte akustische Verstärkung		Schalldruckpegel des Eigenrauschens		Stärke des Betriebsstroms		Größtes induktiv-akustisches Übertragungsmaß	
	$n \overline{X_A - X_{PTB}}$	Vertrauensgrenzen	$n \overline{X_A - X_{PTB}}$	Vertrauensgrenzen	$n \frac{(X_A - X_{PTB})}{X_{PTB}}$	Vertrauensgrenzen	$n \overline{X_A - X_{PTB}}$	Vertrauensgrenzen
Applicant	Maximum acoustic gain		Sound pressure level of the inherent noise		Intensity of the battery current		Maximum inductive-acoustic sensitivity level	
	$n \overline{X_A - X_{PTB}}$	confidence limits	$n \overline{X_A - X_{PTB}}$	confidence limits	$n \frac{(X_A - X_{PTB})}{X_{PTB}}$	confidence limits	$n \overline{X_A - X_{PTB}}$	confidence limits
	dB	dB	dB	dB	%	%	dB	dB
I	8 -1.0	± 0.6	8 +0.6	± 0.6	8 -1.8	± 2.2	7 -0.2	± 1.0
II	13 -0.9	± 0.5	13 +0.8	± 0.8	13 +3.0	± 1.3	12 -1.1	± 0.3
III	10 +0.1	± 0.4	10 +0.2	± 0.7	11 +0.9	± 1.1	5 -0.2	± 0.2
IV	9 -0.8	± 0.8	9 +0.2	± 0.7	9 +2.8	± 5.5	6 -1.2	± 1.1
V	6 -0.6	± 0.6	6 -0.4	± 0.2	6 +0.5	± 3.8	6 -1.0	± 0.4
VI	11 +0.3	± 0.7	11 -0.2	± 0.6	11 +1.5	± 2.3	11 +0.4	± 0.9

- bei einer Verringerung der Toleranzen auf $\pm 1,5$ dB hätten nur 53 Geräte (78 %) die Bedingungen erfüllt.

Daraus ergibt sich, daß eine Verringerung der Toleranzen mit erheblichen Konsequenzen für die Antragsteller verbunden wäre. Eine Erweiterung der Toleranzen ist andererseits auch nicht erforderlich.

4.4 Schalldruckpegel des Eigenrauschens

Für die Auswertung geeignete Meßwerte lagen für $n = 68$ Geräte vor. Die Differenz $X_A - X_{PTB}$ unterschreitet in keinem Fall die Toleranzgrenze von $-2,0$ dB. Die Verteilung der Meßwerte ist in Abb. 8 dargestellt. Der Mittelwert der Differenzen ist $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=68} = +0,25$ dB, die Vertrauensgrenzen für ein Vertrauensniveau von 95 % sind $\pm 0,25$ dB.

Der genaue Grund für die geringfügige (und nicht signifikante) Abweichung des Mittelwertes von 0 dB ist wiederum nicht bekannt. Obwohl nicht auszuschließen ist, daß die PTB-Messungen einen geringen systematischen Fehler enthalten, sprechen folgende Gründe eher für eine systematische Abweichung der Messungen der Antragsteller:

- Die einseitige Toleranzgrenze führt dazu, Meßwerte eher aufzurunden als abzurunden, und
- nicht alle Antragsteller verfügen über vollkommen störungsfreie Meßräume.

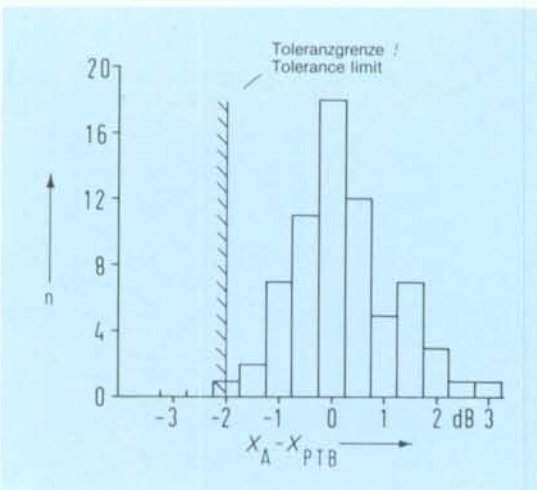


Abb. 8 Schalldruckpegel des Eigenrauschens: Vergleich der Meßwerte der Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

Fig. 8 Sound pressure level of the inherent noise: comparison of the values measured by the applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

- At the tolerances valid at present, 63 hearing aids (= 93 %) met the conditions.

– If the tolerances had been extended to ± 2.5 dB, 66 hearing aids (= 97 %) would have met the conditions.

- If the tolerances had been reduced to ± 1.5 dB, only 53 hearing aids (= 78 %) would have met the conditions.

Hence it follows that a reduction of the tolerances would entail considerable consequences for the applicants. On the other hand, an extension of the tolerances is not necessary either.

4.4 Sound pressure level of the inherent noise

Measurement values suitable for evaluation were available for $n = 68$ hearing aids. In no case does the difference $X_A - X_{PTB}$ fall below the tolerance limit of -2.0 dB. The distribution of the measurement values is represented in Fig. 8. The mean value of the differences is $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=68} = +0.25$ dB; the confidence limits for a confidence level of 95 % are ± 0.25 dB.

Again the exact reason for the slight (and not significant) deviation of the mean value from 0 dB is not known. Though it cannot be precluded that the PTB measurements contain a slight systematic error, the following reasons are rather indicative of a systematic deviation of the measurements carried out by the applicants:

- The tolerance limit in one sense only results in the measurement values being brought rather to the nearest higher than to the nearest lower round figure.
- Not all of the applicants have test rooms completely free of disturbing noise.

For the inherent noise level, too, measurement values of individual applicants were evaluated separately and listed in Table 1. The values measured by applicants III, IV and VI deviate least from the PTB values.

As to the compliance with tolerances, the following can be said:

- At the tolerances valid at present, all hearing aids tested met the conditions, so an extension of the tolerances need not be discussed.

– At a tolerance in both senses of ± 2 dB, 65 hearing aids (= 96 %) would have met the conditions.

- At a tolerance in both senses of only 1.5 dB, 60 hearing aids (= 80 %) would still have met the conditions and another 6 hearing aids would just have reached the tolerance limit.

The ideal hearing aid



— in the ideal place!

So compact it actually fits in the ear itself

Now, Philips has added the latest development in hearing aid technology to its already extensive range of different models.

This new hearing aid is so compact, so unobtrusive that it's actually worn in the most natural place possible — in the ear itself. And that, in turn, means the most natural possible sound with optimum intelligibility, since the hearing aid acts as a very direct link between the ear and the acoustic environment.

Another big advantage of the Philips in-the-ear aid is that it is very convenient and easy-to-use, exactly whenever and wherever it is needed.

But despite its small size, the in-the-ear aid has full-size performance, just as you would expect from any Philips hearing aid. Thanks to our advanced miniature electronics, using the latest microchip technology we've succeeded in re-

ducing size, while maintaining Philips' renewed standards of performance and reliability.

Of course, Philips also has a comprehensive selection of hearing aids in behind-the-ear, pocket-worn and spectacle models, that cover every need and individual preference.

Philips hearing aids cover the entire range of the hearing loss conditions, from simple, linear losses to severe and profound cases.

In addition, many models have versatile multi-adjustment facilities to allow the dispensing specialist to match response exactly to the needs of the individual user.

So whether you recommend a new in-the-ear model, or any other type from the Philips hearing aid range, you can do so with full confidence that you are providing the best possible hearing correction.

PHILIPS



Auch für den Eigenrauschpegel sind Meßwerte für einzelne Antragsteller gesondert ausgewertet worden und in Tabelle 1 angegeben. Den PTB-Werten am nächsten kommen die Meßwerte der Antragsteller III, IV und VI.

Hinsichtlich der Einhaltung der Toleranzen läßt sich folgendes aussagen:

- Bei den gegenwärtig geltenden Toleranzen erfüllten bereits alle geprüften Geräte die Bedingungen, so daß eine Toleranzerweiterung nicht diskutiert werden muß,
- bei einer beidseitigen Toleranz von ± 2 dB hätten 65 Geräte (96 %) die Bedingungen erfüllt, und
- bei einer beidseitigen Toleranz von nur $\pm 1,5$ dB hätten noch 60 Geräte (80 %) die Bedingungen erfüllt, weitere 6 Geräte hätten die Toleranzgrenze gerade erreicht.

Daraus ergibt sich, daß eine Verringerung der Toleranzen mit erheblichen Konsequenzen verbunden wäre, nicht jedoch die Einführung einer beidseitigen Toleranz von ± 2 dB.

4.5 Stärke des Betriebsstroms

Für die Auswertung geeignete Meßwerte lagen für $n = 68$ Geräte vor. Die relativen Differenzen $(X_A - X_{PTB})/X_{PTB}$ unterschreiten nur in einem Fall die Toleranzgrenze von -5% . Die Verteilung der einzelnen Meßwerte ist in Abb. 9 dargestellt. Bei Berücksichtigung aller 68 Meßwerte beträgt der Mittelwert $((X_A - X_{PTB})/X_{PTB})_{n=68} = +0,7\%$, bei Berücksichtigung der 67 innerhalb der Toleranzgrenzen liegenden Werte ergibt sich $((X_A - X_{PTB})/X_{PTB})_{n=67} = +0,8\%$, bei Vernachlässigung eines positiven Ausreißers ergibt sich $((X_A - X_{PTB})/X_{PTB})_{n=66} = +0,6\%$. Die Vertrauensgrenzen dieser Mittelwerte sind für $n = 68$: $\pm 0,9\%$, für $n = 67$: $\pm 0,9\%$ und für $n = 66$: $\pm 0,8\%$.

Auch im Falle des Betriebsstroms kann vermutet werden, daß die positive Abweichung der Mittelwerte auf eine gewisse Tendenz zur Aufrundung der Meßwerte der Antragsteller, begünstigt durch die einseitige negative Toleranzgrenze, zurückzuführen ist.

Einzel-Mittelwerte und Vertrauensgrenzen für die Meßwerte sind wieder in Tabelle 1 angegeben. Dem PTB-Wert am nächsten kommen im Mittel die Werte der Antragsteller III und V.

Hinsichtlich der Einhaltung der Toleranzen ergibt sich folgendes:

- Bei den gegenwärtig geltenden Toleranzen erfüllten bereits 67 Geräte (99 %) die Bedingungen, so daß eine Toleranzerweiterung nicht diskutiert werden muß,

Hence it follows that a reduction of the tolerances – not, however, the introduction of a tolerance in both senses of ± 2 dB – would entail considerable consequences.

4.5 Intensity of the battery current

Measurement values suitable for evaluation were available for $n = 68$ hearing aids. Only in one case do the relative differences $(X_A - X_{PTB})/X_{PTB}$ fall below the tolerance limit of -5% . The distribution of the individual measurement values is represented in Fig. 9. When all 68 measurement values are taken as a basis, the mean value $((X_A - X_{PTB})/X_{PTB})_{n=68}$ is $+0.7\%$, when the 67 values keeping within the tolerance limits are allowed for, $((X_A - X_{PTB})/X_{PTB})_{n=67}$ is $+0.8\%$, and when a positive outlier is neglected, $((X_A - X_{PTB})/X_{PTB})_{n=66} = +0.6\%$ results. The confidence limits of these mean values are $\pm 0.9\%$ for $n = 68$, $\pm 0.9\%$ for $n = 67$, and $\pm 0.8\%$ for $n = 66$.

For the battery current, too, it can be presumed that the positive deviation of the mean values is due to a certain tendency of the applicants to bring the measurement values to the next higher round figure, which is favoured by the tolerance limit in only one sense (negative).

Individual mean values and confidence limits for the measurement values are again given in Table 1. On an average, the values obtained by applicants III and V deviate least from the PTB values.

As to the compliance with the tolerances, the following results:

- At the tolerances valid at present, 67 hearing aids (= 99%) met the conditions, so an extension of the tolerances need not be discussed.
- At a tolerance in both senses of $\pm 5\%$, 61 hearing aids (= 90%), would have met the conditions.
- At a tolerance in both senses of $\pm 4\%$, only 47 hearing aids (= 69%) would have met the conditions.

Hence it follows that a reduction of the tolerances – not, however, the introduction of a tolerance in both senses of $\pm 5\%$ – would entail considerable consequences.

4.6 Maximum inductive-acoustic sensitivity level at 1 000 Hz

Not all hearing aids submitted for pattern evaluation are provided with a pick-up coil input. As a result, measurement values suitable for evaluation were available only for $n = 60$ hearing aids. For 50 hearing aids

SIEMENS

Feeling is learning...

When students have difficulty learning particular speech sounds, teach them those sounds tactilely with the Siemens Fonator. Let them **feel and imitate** the differences in duration, intensity, rhythmic patterns, pitch, voice control, look-alike consonants (*/p-b-m/, /t-d-n-l/, /sh-ch/, /s-z/*), words and sentences.

The Fonator has proven to be a highly effective speech and auditory training tool for severely-to-profoundly hearing impaired infants through adults. To increase motivation, lessen frustrations, save time in establishing speech skills, and develop accuracy...use the Fonator.

For more information, to request a demonstration or discuss a trial arrangement, simply call or write:
Siemens Hearing Instruments, Inc.
685 Liberty Avenue,
Union, NJ 07083
Telephone (201) 688-5152,
Toll Free (800) 631-7965



**The FONATOR...
another quality speech aid from Siemens.**

- bei einer beidseitigen Toleranz von $\pm 5\%$ hätten 61 Geräte (90%) die Bedingungen erfüllt, und
- bei einer beidseitigen Toleranz von $\pm 4\%$ hätten nur 47 Geräte (69%) die Bedingungen erfüllt.

Daraus folgt, daß eine Verringerung der Toleranzen mit erheblichen Konsequenzen verbunden wäre, nicht jedoch die Einführung einer beidseitigen Toleranz von $\pm 5\%$.

4.6 Größtes induktiv-akustisches Übertragungsmaß bei 1000 Hz

Nicht alle zur Bauartprüfung eingereichten Hörgeräte verfügen über eine Induktionsspule. Deshalb lagen nur für $n = 60$ Geräte zur Auswertung geeignete Meßwerte vor. Die Differenzen $X_A - X_{PTB}$ lagen für 50 Geräte innerhalb der zulässigen Toleranzgrenzen von $\pm 2,0$ dB, die für 10 Geräte außerhalb der Grenzen. Die Verteilung der Meßwerte ist in Abb. 10 dargestellt. Bei Berücksichtigung aller 60 Meßwerte beträgt der Mittelwert der Differenzen $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=60} = -0,7$ dB, bei Berücksichtigung der 50 innerhalb der Toleranzgrenzen liegenden Werte ergibt sich $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=50} = -0,4$ dB. Die Vertrauensgrenzen der Mittelwerte betragen für $n = 60$: $\pm 0,6$ dB, für $n = 50$: $\pm 0,25$ dB.

Mögliche Gründe für die geringfügige negative Abweichung der Mittelwerte von 0 dB könnten sein:

- Eine nicht in jedem Fall ausreichende Optimierung der Anordnung des Hörgerätes im Magnetfeld bei den Messungen der Antragsteller,
- ein im Mittel etwas niedrigerer Luftdruck bei den Messungen der Antragsteller (insbesondere Antragsteller II und V) und
- eine Tendenz zur Abrundung der gemessenen Übertragungsmaße.

Einzel-Mittelwerte und Vertrauensgrenzen für einige Antragsteller sind wieder in Tabelle 1 angegeben. Dem PTB-Wert am nächsten kommen im Mittel die Werte der Antragsteller I und III.

Die Diskussion hinsichtlich der Einhaltung von Toleranzen führt zu folgendem Ergebnis:

- Bei den gegenwärtig geltenden Toleranzen erfüllten 50 Geräte (83%) die Bedingungen. Einige Meßwerte lagen soweit außerhalb der Toleranzen, daß es sich hierbei um offensichtliche Fehlmessungen handelt, deren Ursachen mit Sicherheit inzwischen behoben sind,
- bei einer Erweiterung der Toleranzen auf $\pm 2,5$ dB hätten 55 Geräte (92%) die Bedingungen erfüllt, und

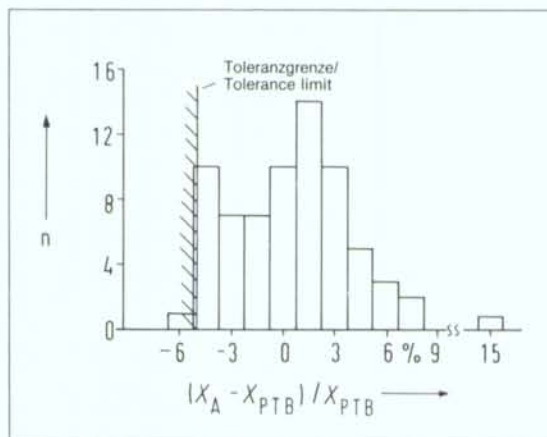


Abb. 9 Stärke des Betriebsstroms: Vergleich der Meßwerte der Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

Fig. 9 Intensity of the battery current: comparison of the values measured by the applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})

the differences $X_A - X_{PTB}$ kept within the permissible tolerance limits of $\pm 2,0$ dB, and for 10 hearing aids they were outside these limits. The distribution of the measurement values is represented in Fig. 9. When all 60 measurement values are taken as a basis, the mean value of the differences $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=60}$ is $-0,7$ dB, when the 50 values keeping within the tolerance limits are allowed for, $(\overline{X_A - X_{PTB}})_{n=50}$ is $-0,4$ dB. The confidence limits of the mean values are $\pm 0,6$ dB for $n = 60$ and $\pm 0,25$ dB for $n = 50$.

The following could be potential reasons for the slight negative deviation of the mean values from 0 dB:

- In the measurements of the applicants the arrangement of the hearing aid in the magnetic field is not optimized sufficiently in each case.
- In the measurements of the applicants (in particular applicants II and V) the atmospheric pressure is on an average a little lower.
- There is a tendency to bring the sensitivity level measured to the nearest lower round figure.

Individual mean values and confidence levels for some applicants are again given in Table 1. On an average the values obtained by applicants I and III deviate least from the PTB value.

The discussion of the compliance with the tolerances showed the following:

- At the tolerances valid at present, 50 hearing aids (= 83%) met the conditions. Some measurement results exceeded the tolerances to such an extent that it is evident that the measurements were faulty;

- bei einer Verringerung der Toleranzen auf $\pm 1,5$ dB hätten nur 44 Geräte (73 %) die Bedingungen erfüllt.

Es erscheint unter diesen Umständen sinnvoll, die geltenden Toleranzen nicht zu verändern.

5. Schlußbemerkungen

Die zwischen der PTB und verschiedenen Antragstellern im Rahmen von Bauartprüfungen ausgeführten Vergleichsmessungen tragen wesentlich zur Verringerung der Meßunsicherheit bei Hörgerätemessungen bei: Im bisherigen Verlauf der Prüfungen sind bei einzelnen Antragstellern bereits Ursachen für abweichende Meßwerte gefunden und anschließend behoben worden. Die jetzt vorgenommene zusammenfassende Auswertung aller vorliegenden Daten hat weitere systematische Abweichungen zwischen den Meßergebnissen der Antragsteller und denen der PTB erkennen lassen. Es gibt gute Gründe für die Vermutung, daß die Ursachen dieser Abweichungen vor allem bei den Antragstellern zu suchen sind. Dazu gehören insbesondere die bei den Antragstellern im allgemeinen nicht berücksichtigten Frequenzgänge der verwendeten Mikrofone. Durch Einfügung entsprechender Korrekturwerte oder zumindest durch Auswahl von Mikrofonen mit möglichst geradlinigem Frequenzgang ließe sich daher die Meßunsicherheit weiter verringern. Auch größere Abweichungen des Luftdrucks vom Normalwert 1013 hPa können bei der Messung der 90-dB-Kurve und insbesondere bei der Messung der größten akustischen Verstärkung und des induktiv-akustischen Übertragungsmaßes bei 1000 Hz zu merkbareren Meßfehlern führen. Es empfiehlt sich daher, den Luftdruck bei jeder Messung anzugeben und Messungen bei extremen Luftdruck-Abweichungen zu vermeiden.

the causes have surely been eliminated in the meantime.

- If the tolerances had been extended to ± 2.5 dB, 55 hearing aids (= 92 %) would have met the conditions.
- If the tolerances had been reduced to ± 1.5 dB, only 44 hearing aids (= 73 %) would have met the conditions.

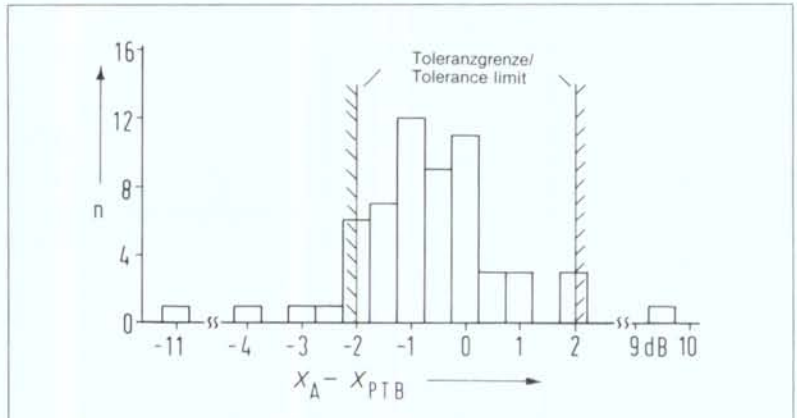
Under these circumstances, it does not appear suitable to change the valid tolerances.

5. Conclusions

The comparison measurements carried out between the PTB and various applicants within the scope of pattern evaluation contribute substantially to reducing the uncertainty of hearing aid measurements: In the course of the tests hitherto carried out, individual applicants already found and eliminated causes of deviating measurement values. The summary evaluation of all available data carried out now has revealed further systematic deviations between the measurement results of the applicants and those of the PTB. There is good reason to suppose that these deviations are chiefly caused by the applicants. One particular aspect is the fact that the applicants generally do not allow for the frequency responses of the microphones used. The inclusion of suitable corrective values or at least the selection of microphones with an as flat frequency response as possible thus would allow the uncertainty of measurement to be further reduced. Likewise, in the measurement of the OSPL₉₀ curve and particularly in the measurement of the maximum acoustic gain and of the inductive-acoustic sensitivity level at 1000 Hz, major deviations of the atmospheric pressure from the standard value of 1013 hPa can result in appreciable

Abb. 10 Größtes induktiv-akustisches Übertragungsmaß bei 1000 Hz: Vergleich der Meßwerte der Antragsteller (X_A) mit denen der PTB (X_{PTB})

Fig. 10 Maximum inductive-acoustic sensitivity level at 1000 Hz: comparison of the values measured by the applicants (X_A) with those of the PTB (X_{PTB})



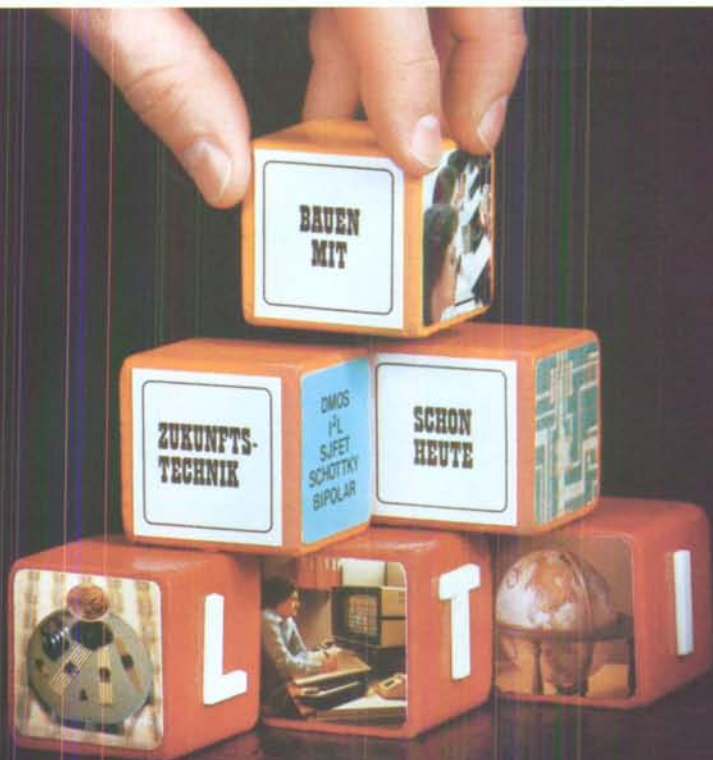
Im allgemeinen können jedoch sowohl die PTB als auch die Mehrzahl der Antragsteller mit dem Ergebnis der Vergleichsmessungen zufrieden sein: Die PTB, da die Daten an keiner Stelle im Widerspruch zu ihren Überlegungen zur Meßunsicherheit stehen und keine Hinweise für systematische Meßfehler der PTB ergeben haben – die Antragsteller, da ihre jetzt realisierte Meßgenauigkeit offenbar durchweg ausreicht, um die geltenden Toleranzen sicher einzuhalten. Es hat sich sogar gezeigt, daß der Stand der Meßtechnik noch höher ist als bei der Vereinbarung der Bauartprüfungsbedingungen vermutet werden konnte: Verschiedene Toleranzen werden so selten überschritten, daß entsprechende Änderungen der Bedingungen erwogen werden könnten, wenn eine Neufassung zur Diskussion steht. Dazu gehören zum Beispiel die Einführung zweiseitiger Toleranzen für den Schalldruckpegel des Eigenrauschens und die Stärke des Betriebsstroms, die Erweiterung des Frequenzbereiches bei den beiden Wiedergabekurven zu tiefen und – sofern dort gleichzeitig auch die Toleranzen erweitert werden – zu hohen Frequenzen sowie die Verringerung der Toleranz bei der Messung der normalen akustischen Wiedergabekurve. Andererseits sollten Änderungen aber nur sehr behutsam vorgenommen werden, da erstens durch die beabsichtigte Einführung neuer Meßverfahren (s. Anmerkung 1) zusätzliche Meßunsicherheiten entstehen könnten und da zweitens sehr enge Toleranzen häufiger als bisher Nachmessungen erfordern könnten, die zwangsläufig zu einer unerwünschten Verzögerung des Gesamtablaufs führen würden.

Denjenigen, die mit Auswahl und Anpassung von Hörgeräten befaßt sind, geben die Ergebnisse dieser Vergleichsmessungen schließlich die Gewißheit, daß die einzelnen Geräten beigegebenen und in Druckschriften veröffentlichten Daten im allgemeinen als verläßlich anzusehen sind. Die ausführlichen Bemerkungen über die Meßunsicherheit bei Hörgerätemessungen in dieser Arbeit sollten besonders auch den Anwendern zeigen, welche Sorgfalt bei Messungen nötig ist, um hinreichend sichere Meßwerte und Kurven zu erhalten: Nur wenn eine möglichst große Meßgenauigkeit angestrebt wird, kann man beim Vergleich der an verschiedenen Stellen gemessenen Daten die geltenden Toleranzen einhalten. Und erst wenn Hersteller innerhalb dieser Grenzen »richtig« messen können, sind sie in der Lage, für die laufende Produktion ihrer Geräte die Einhaltung enger Fertigungstoleranzen zu garantieren, woran die Hörgeräte-Anwender dringend interessiert sind.

errors of measurement. It is therefore recommended to indicate the atmospheric pressure for each measurement and to avoid carrying out measurements if deviations of the atmospheric pressure are extreme.

In general, however, both the PTB and most of the applicants can be satisfied with the results: the PTB because the data are nowhere inconsistent with its considerations about the uncertainty of measurement and have not been indicative of any systematic errors of measurement of the PTB, and the applicants because their accuracy of measurement realized now obviously suffices entirely to safely comply with the valid tolerances. It has even turned out that the standard of metrology is even higher than could be assumed when the pattern evaluation conditions were agreed upon: Various tolerances are exceeded so rarely that suitable amendments of the conditions could be considered when a revision will be discussed. These amendments could refer, for example, to the introduction of tolerances in both senses for the sound pressure level of the inherent noise and the intensity of the battery current, the extension of the frequency range for the two frequency response curves to low and – providing the tolerances are extended at the same time – to high frequencies as well as the reduction of the tolerances for the measurement of the basic acoustic frequency response curve. On the other hand, amendments should be made only very carefully, as first, additional uncertainties of measurement could result from the proposed introduction of new methods of measurement (cf. note 1) and secondly, very narrow tolerances could require remeasurements to a larger extent than has hitherto been necessary, which would inevitably result in an unwelcome delay in the overall sequence.

Owing to the results of these comparison measurements those concerned with the selection and adjustment of hearing aids can be sure that the data furnished with individual hearing aids and published in leaflets can generally be considered reliable. The detailed remarks on the uncertainty of hearing aid measurements made in the present report are in particular intended to show the users the care which is necessary to obtain sufficiently safe measurement values and curves: Only when as high an accuracy of measurement as possible is aimed at can the valid tolerances be complied with when the data measured in different places are compared. And only when the manufacturers can measure "correctly" within these limits, will they be able to guarantee the compliance with narrow manufacturing tolerances for the running production of their hearing aids – an aspect in which the users of hearing aids are most interested.



Über 40% der Mitarbeiter von Linear Technology, sind Wissenschaftler, Ingenieure und Techniker deren Aufgabe die Entwicklung von kundenspezifischen, semi-kundenspezifischen (custom und semi-custom) sowie speziell bipolaren Schaltkreisen ist.

Linear Technology hilft Ihnen, mit hochentwickelten Mikroschaltkreisen Ihre Geräte von heute mit der Technik von morgen herzustellen und bringt Sie damit an die Spitze der Konkurrenten von morgen.

LINEAR TECHNOLOGY INC.

P.O. BOX 489, STATION A, BURLINGTON, ONTARIO, CANADA L7R 3Y3
TEL. (416) 632-2996 TELEX: 061-8525 CABLE: Linear Burlington

HÖCHSTLEISTUNG DURCH TEAM UND TECHNOLOGIE

Ein Gerät zur Messung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs

Hugo Fastl

1. Einführung

Kurze Schallimpulse werden bei gleichbleibendem Schallpegel mit abnehmender Dauer als immer leiser wahrgenommen. Für die Hörschwelle bedeutet dies, daß mit abnehmender Dauer von Tonimpulsen deren Schallpegel erhöht werden muß, damit die Impulse hörbar bleiben. Für Tonimpulsdauern unterhalb 200 ms ist bei einer Verkürzung der Tondauer um den Faktor 10 eine Anhebung des Schallpegels um 10 dB notwendig (Zwicker, [1], S. 95). Diese Abhängigkeit des Hörschwellenpegels von der Impulsdauer entspricht der zeitlichen Integration der Schallintensität innerhalb eines Zeitfensters von 200 ms Dauer. Deshalb wird dieser Effekt häufig als das zeitliche Integrationsvermögen des Gehörs bezeichnet. Grob vereinfacht läßt sich dieses Verhalten folgendermaßen beschreiben: Das Gehör summiert sämtliche Anteile der Schallenergie auf, die innerhalb eines Zeitfensters von 200 ms Dauer auftreten. In der englischsprachigen Literatur wird daher das zeitliche Integrationsvermögen des Gehörs häufig auch als »temporal summation« bezeichnet (Zwislocki [2], Wright [3]). Bei Patienten mit bestimmten Hörstörungen scheint die Fähigkeit des Gehörs, die Energie kurzer Schallimpulse aufzusummieren, verloren gegangen zu sein. Für diese Patienten ergeben sich in extremen Fällen für Tonimpulse von 200 ms Dauer und 2 ms Dauer die gleichen Hörschwellen, obwohl für Normalhörende die Hörschwelle für den 2 ms langen Impuls um 20 dB über der Hörschwelle für den 200 ms langen Impuls liegt. Dieses Fehlen der zeitlichen Integration kann dazu führen, daß der Hörverlust eines Patienten von der Dauer des Testtones abhängt (Fastl [4]): Wird bei langen Testtönen beispielsweise ein Hörverlust von 30 dB festgestellt, so bedeutet dies, daß die Hörschwelle des Patienten um 30 dB über der Hörschwelle eines Normalhörenden liegt. Wird nun die Testtondauer auf 2 ms verkürzt, so steigt für den Normalhörenden die Hörschwelle um 20 dB an. Beim Patienten mit fehlendem zeitlichen Integrationsvermögen bleibt die Hörschwelle bei Verkürzung des Testtones jedoch nahezu konstant. Dies bedeutet, daß der Hörverlust des Patienten entweder 30 dB oder aber nur 10 dB beträgt, je nachdem, ob mit langen oder sehr kurzen Testtönen gemessen wird.

In der Literatur ist das zeitliche Integrationsvermögen von hörbehinderten Patienten etwas umstritten. Obwohl sich viele Hinweise auf ein reduziertes zeitliches Integrationsvermögen bei hörbehinderten Patienten finden lassen (Literaturübersicht bei Pedersen [5]), ist die Abgrenzung gegenüber Normalhörenden nicht immer einfach, weil auch Normalhörende ein leicht reduziertes zeitliches Integrationsvermögen aufweisen können (vgl. Olsen et al. [6]). Um hier Klarheit zu schaf-

1. Introduction

Short sound pulses are perceived as softer and softer with decreasing duration at constant sound level. This means for the hearing threshold that with decreasing duration of tone pulses their sound level must be increased so that the pulses remain audible. For tone-pulse durations below 200 ms, an increase in the sound level by 10 dB is necessary with a shortening of the tone duration by a factor of 10 (Zwicker, [1], p. 95). This dependence of the hearing threshold on the pulse duration corresponds to the temporal integration of sound intensity inside a time window of 200 ms duration. Therefore this effect is frequently termed temporal integration in hearing. Simplifying, this behaviour can be described as follows: The hearing system adds up all components of the sound energy which occur inside a time window of 200 ms duration. Therefore temporal integration in hearing is often termed "temporal summation" in the English language literature (Zwislocki [2], Wright [3]). In patients with certain hearing defects, the capacity of the hearing system to add up the energy of short sound pulses appears to have been lost. In extreme cases the same hearing thresholds result for these patients for tone pulses of 200 ms and 2 ms duration, although for persons of normal hearing the hearing threshold for the 2 ms pulse lies about 20 dB above the hearing threshold for the 200 ms pulse. This lack of temporal integration implies that the hearing loss of a patient may depend on the duration of the test tone (Fastl [4]): If, for instance, with long test tones a hearing loss of 30 dB is established, this means that the hearing threshold of the patient lies 30 dB above the hearing threshold of a person of normal hearing. If the test tone duration is now reduced to 2 ms, the hearing threshold for the person of normal hearing rises by 20 dB. In patients with a lack of temporal integration, the hearing threshold remains practically constant when the test tone is shortened. This means that the hearing loss of the patient amounts to either 30 dB or only 10 dB, according to whether measurements are made with long or very short test tones.

Temporal integration in hearing-impaired patients is somewhat disputed in the literature. Although many references to reduced temporal integration in hearing-impaired patients can be found (literature survey in Pedersen [5]), the delimitation compared with normal hearing subjects is not always easy because persons of normal hearing can also possess slightly reduced temporal integration (cf. Olsen et al. [6]). Thus, numerous measurements of temporal integration both with normal hearing subjects and also with patients with different hearing deficiencies are necessary. A simple-to-operate instrument for measurement of temporal inte-

An Instrument for Measuring Temporal Integration in hearing

fen, sind zahlreiche Messungen des zeitlichen Integrationsvermögens sowohl bei Normalhörenden als auch bei Patienten mit unterschiedlichen Hörstörungen notwendig. Als Voraussetzung für diese Meßreihen wurde ein einfach zu bedienendes, den Anforderungen des Routinebetriebs in einer HNO-Klinik gerecht werdendes Gerät zur Messung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs entwickelt und aufgebaut, das im folgenden beschrieben wird.

2. Gerät zur Messung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs

Abb. 1 zeigt ein Blockschaltbild des Gerätes zur Messung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs. Gemäß Abb. 1 weist das Gerät zwei Kanäle auf: Im oberen Kanal werden die Schalle zur Messung der zeitlichen Integration erzeugt, der untere Kanal dient der Generierung von Vertäubungsgeräuschen für das jeweils kontralaterale Ohr. Im Generator G1 des oberen Kanals werden Sinustöne der Frequenz 0.125, 0.25, 0.5, 1, 1.5, 2, 3, 4, 6, 8 und 10 kHz mit 70 dB Klirrdämpfung erzeugt. Es folgt ein Multiplizierer, der die Sinustöne aus dem Generator G1 mit den Signalen aus dem Generator G2 multipliziert. Der Generator G2 erzeugt zeitliche Hüllkurven, die den Sinustönen aus dem Generator G1 aufgeprägt werden. Die Dauer der Hüllkurvensignale beträgt 10, 30, 100 und 300 ms, ihre Folgefrequenz wurde auf 1.25 Hz festgelegt. Dies bedeutet, daß zwischen den Tonimpulsen von 300 ms

gration in hearing which does justice to the requirements of routine work in an ENT clinic, was developed and built as prerequisite for this test series. This instrument is described below.

2. Instrument for measuring temporal integration in hearing

Fig. 1 shows a block circuit diagram of the instrument for measuring temporal integration in hearing. According to Fig. 1, the instrument possesses two channels: The sounds for measuring temporal integration are generated in the upper channel, the lower channel serves for generating masking noise for the contralateral ear. Sine tones of frequency 0.125, 0.25, 0.5, 1, 1.5, 2, 3, 4, 6, 8 and 10 kHz are generated in the generator G1 of the upper channel with 70 dB attenuation of nonlinear distortion. A multiplier which multiplies the sine tones from the generator G1 with the signals from the generator G2 then follows. The generator G2 generates temporal envelope curves which are impressed on the sine tones from the generator G1. The length of the envelope curve signals amounts to 10, 30, 100 and 300 ms, their sequential frequency was established at 1.25 Hz. This means that intervals of 500 ms duration lie between the tone pulses of 300 ms duration whilst for 10 ms tone pulses the interval duration amounts to 790 ms. The initially rectangular envelope curve signals are filtered in generator G2 with a special low pass

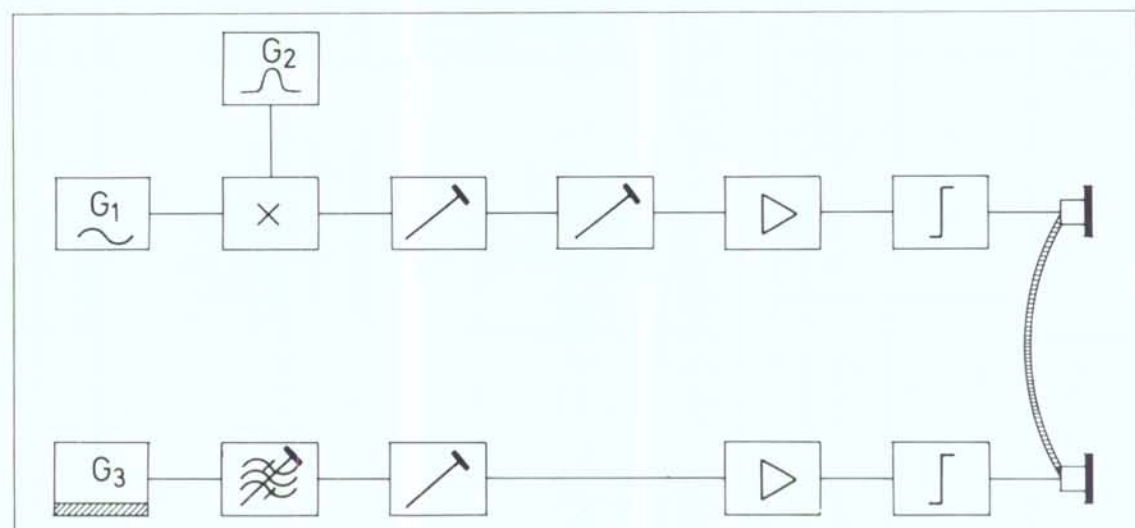


Abb. 1 Blockschaltbild des Gerätes zur Messung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs

Fig. 1 Block circuit diagram of the instrument for measuring temporal integration in hearing

Dauer Pausen von 500 ms Dauer liegen, während für 10 ms lange Tonimpulse die Pausendauer 790 ms beträgt. Die zunächst rechteckförmigen Hüllkurvensignale werden im Generator G2 mit einem speziellen Tiefpaß (Pfeiffer [7]) so gefiltert, daß sich Gaußförmige Übergangsfunktionen mit 3 ms Anstiegs- bzw. Abfallzeit ergeben. Durch diese Tiefpaßfilterung werden die beim Ein- und Ausschalten der Tonimpulse kurzzeitig auftretenden Spektralanteile bandbegrenzt. Abb. 2 zeigt im linken Teil die Zeitfunktionen und im rechten Teil die Spektren von Tonimpulsen bei 1 kHz, wie sie am Ausgang des Multiplizierers gemessen werden. Auf den Multiplizierer folgt gemäß Abb. 1 ein Dämpfungsglied, mit dessen Hilfe sich der Schallpegel am Kopfhörer in Schritten von 20 dB von 0 dB bis 100 dB einstellen läßt. Ein in Serie geschaltetes Dämpfungsglied weist 20 Stufen zu je 1 dB auf, so daß am Kopfhörer Schallpegel zwischen 0 dB und 120 dB auf 1 dB genau eingestellt werden können. Auf die Dämpfungsglieder folgt ein Verstärker und ein Audiometer-Entzerrer (Fastl und Zwicker [8], Abb. 4), der zusammen mit einem Meßkopfhörer (Beyer DT 48) Freifeld-

(Pfeiffer [7]) so that Gaussian transfer functions with 3 ms rise or fall time result. The spectral components occurring briefly while switching the tone pulses on and off are band-limited by this lowpass filtration. Fig. 2 shows in the left part the time functions and in the right part the spectra of tone pulses at 1 kHz, as they are measured at the output of the multiplier. According to Fig. 1, an attenuator follows the multiplier with the aid of which the sound level at the headphones can be adjusted in steps of 20 dB from 0 dB to 100 dB. A series-connected attenuator possesses 20 steps of 1 dB each, so that sound levels between 0 dB and 120 dB can be adjusted accurate to 1 dB at the headphones. An amplifier and an audiometer equalizer (Fastl and Zwicker [8], Fig. 4) are connected after the attenuators and simulate together with the headphones (Beyer DT 48) free-field conditions as occurring in an anechoic chamber.

The lower channel in Fig. 1 for contralateral masking noise corresponds largely to the masking channel of the instrument for measuring frequency and level-dif-

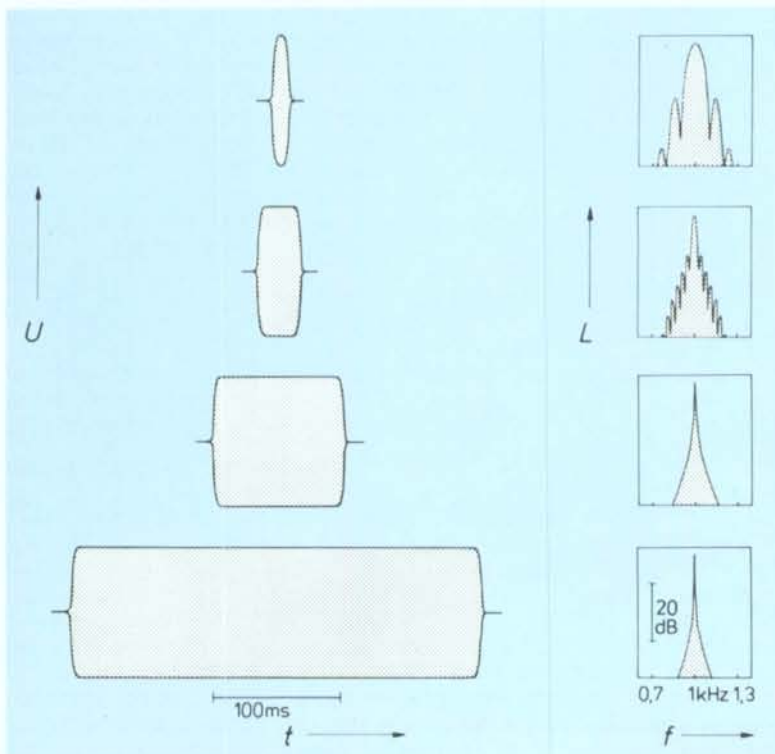


Abb. 2 Zeitfunktion und Spektrum der Testtonimpulse. Links: Zeitverlauf der Hüllkurve der Spannung am Entzerrereingang für 1 kHz-Tonimpulse der Dauer 10 ms, 30 ms, 100 ms und 300 ms. Rechts: Zugehörige Spektralverteilungen

Fig. 2 Time function and spectrum of the test-tone impulses. Left: time course of the envelope curve of the voltage at the equalizer input for 1 kHz tone impulses of duration 10 ms, 30 ms, 100 ms and 300 ms. Right: correlated spectral distributions

bedingungen, wie sie in einem reflexionsarmen Raum auftreten, nachbildet.

Der untere Kanal in Abb. 1 für kontralaterales Vertäubungsrauschen entspricht weitgehend dem Vertäubungskanal des Gerätes zur Messung von Frequenz- und Pegelunterschiedsschwellen (*Fastl* und *Zwicker* [8]). Auf einen Generator G3, der Rosa Rauschen erzeugt, folgt ein Filtersatz mit 6 umschaltbaren Oktavfiltern mit Mittenfrequenzen von 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1 000 Hz, 2 000 Hz und 4 000 Hz (vgl. *Fastl* und *Zwicker* [8], Abb. 3). Das kontralaterale Vertäubungsrauschen kann mittels eines Dämpfungsgliedes auf Pegel zwischen 30 und 80 dB (5 dB Stufen) eingestellt, oder aber völlig abgeschaltet werden. Vor dem Kopfhörer, der das kontralaterale Ohr beschallt, ist ebenfalls ein Verstärker und ein Audiometer-Entzerrer eingeschleift. Die technische Realisierung des in Abb. 1 als Blockschaltbild dargestellten Gerätes ist größtenteils unproblematisch; die große Dynamik von 120 dB und geringe Stufengröße (1 dB) erfordern jedoch sauberen Aufbau und praktische Erfahrung mit Masseproblemen.

3. Messungen

Die Messung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs gestaltet sich recht einfach, da der Ablauf weitgehend der Bestimmung eines Tonschwellen-Audiogramms entspricht. Zunächst wird eine Testfrequenz (z.B. 1 000 Hz) gewählt und die Tonimpulsdauer 300 ms eingestellt. Die Hörschwelle des Probanden wird anfangs sehr grob in 20 dB-Schritten eingegrenzt, d.h. es wird festgestellt, ob die Schwelle zwischen 0 und 20 dB, 20 und 40 dB, 40 und 60 dB, 80 und 100 dB oder über 100 dB liegt. Sodann wird durch wiederholtes Fragen nach der Hörbarkeit bzw. Unhörbarkeit des Testtones die Hörschwelle auf 1 dB genau bestimmt. Diese Genauigkeit ist größer als in der Routine der Tonaudiometrie und erfordert daher auch einen etwas größeren Zeitaufwand. Allerdings ist dies unumgänglich notwendig, da bei Dauern von 10...300 ms zwischen normalem Gehör und funktionsgestörtem Gehör hinsichtlich der zeitlichen Integration lediglich ein Unterschied von 10 dB zu erwarten ist. Würde die Schwellenbestimmung wie meistens üblich nur auf 5 dB genau erfolgen, so würde im ungünstigsten Fall wegen der Meßgenauigkeiten auch ein Normalhörender keine zeitliche Integration zeigen.

Die Messung der Hörschwelle wird nun für Tonimpulse von 100 ms Dauer wiederholt, wobei in aller Regel der Pegel nur mehr in 1 dB-Schritten verändert werden muß. Es folgen auf die gleiche Art und Weise Hörschwellenmessungen für 30 ms und 10 ms Dauer der Tonimpulse. Auch hier genügt es meist, den Pegel in

ferenz limens (*Fastl* und *Zwicker* [8]). A generator G3, which produces pink noise, is followed by a filter set with 6 switchable octave filters with central frequencies of 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1 000 Hz, 2 000 Hz, and 4 000 Hz (cf. *Fastl* and *Zwicker* [8], Fig. 3). The contralateral masking noise can be adjusted by means of an attenuator to levels between 30 and 80 dB (5 dB steps) or it can be completely switched off. An amplifier and an audiometer equalizer is also looped in in front of the headphone which insonates the contralateral ear. The technical realization of the instrument shown in Fig. 1 as block circuit diagram is largely without problems; the large dynamic range of 120 dB and the low step size (1 dB), however, require clean construction and practical experience with earthing problems.

3. Measurements

The measurement of temporal integration in hearing can be performed quite simply since the procedure largely corresponds to the determination of a pure tone audiogram. A test frequency (e.g. 1 000 Hz) is firstly selected and the tone pulse duration of 300 ms adjusted. The hearing threshold of the subject is delimited initially very coarsely in 20 dB steps, i.e. it is determined whether the threshold lies between 0 and 20 dB, 20 and 40 dB, 40 and 60 dB, 80 and 100 dB or above 100 dB. Then the hearing threshold is determined accurately to 1 dB by repeated questions regarding the audibility or inaudibility of the test tone. This accuracy is larger than in routine tone audiometry and therefore also requires somewhat more time. Nevertheless, this is unavoidably necessary, since with durations of 10...300 ms only a difference of 10 dB is to be expected between normal hearing and functionally disturbed hearing with regard to temporal integration. If the threshold had been determined, as is mostly customary, only accurate to within 5 dB, in the least favourable case a normal hearing person would also show no temporal integration because of the measuring inaccuracies.

The measurement of the hearing threshold is now repeated for sound pulses of 100 ms duration, whereby, as a rule, the level must only be changed in 1 dB steps. Hearing threshold measurements for 30 ms and 10 ms duration of the sound pulses follow in the same manner. Here as well it is usually sufficient to change the level in 1 dB steps. A repeat measurement is now necessary in order to check the reproducibility of the hearing threshold values. With this measurement the sequence is the reverse of that with the first measurement. This means that the hearing threshold is determined firstly with 10 ms sound pulses and then the

1 dB-Schritten zu verändern. Nun ist eine Wiederholungsmessung nötig, um die Reproduzierbarkeit der Hörschwellenwerte zu überprüfen. Bei dieser Messung ist die Reihenfolge umgekehrt wie bei der ersten Messung. Dies bedeutet, daß zuerst die Hörschwelle mit 10 ms langen Tonimpulsen bestimmt wird und dann die Schwellenmessungen für Impulse der Dauer 30 ms, 100 ms und 300 ms folgen.

Sämtliche Schallpegel L_T der Testtonimpulse können anhand der Stellung der Bedienelemente des Gerätes direkt abgelesen werden. Sie werden in ein vorgedrucktes Formular eingetragen, das in Abb. 3 dargestellt ist. Längs der Abszisse ist die Testtondauer T_T aufgetragen, die Ordinate umfaßt einen Bereich von 30 dB, wobei nur die »Einerzahlen« des Testtonpegels angegeben sind und die »Zehnerzahlen« eingetragen werden. In der rechten oberen Ecke wird die Testtonfrequenz f_T vermerkt.

Erste orientierende Messungen wurden an einem normalhörenden Probanden und einem Probanden mit einem mittelgradigen Hörverlust um 3 000 Hz (Lärmschwerhörigkeit) durchgeführt. In Abb. 4 zeigt die linke Spalte die Ergebnisse für den Normalhörenden und die rechte Spalte die Daten für den Lärmschwerhörigen. Die Hörschwellenkurven (Abb. 4a bzw. Abb. 4d) verdeutlichen, daß der Normalhörende eine leichte Schwellenanhebung um 5 kHz aufweist, während die Hörschwelle des Lärmschwerhörigen im Bereich um 3 kHz um mehr als 40 dB verschlechtert ist. Ein Vergleich von Abb. 4b und Abb. 4e zeigt, daß bei einer

threshold measurements for pulses lasting 30 ms, 100 ms and 300 ms follow.

All sound levels L_T of the test-tone pulses can be directly read, based on the position of the controls on the instrument. They are entered in a printed form which is shown in Fig. 3. The test-tone duration T_T is entered along the abscissa. The ordinate covers a range of 30 dB, where only the "units" of the test-tone level are stated and the "tens" are entered. The test-tone frequency f_T is noted in the right upper corner.

First orienting measurements were performed on a normal hearing subject and on a person with a medium-grade hearing loss around 3 000 Hz (noise-induced hearing loss). The left column in Fig. 4 shows the results for the normal hearing subject and the right column the data for the hearing impaired subject. The hearing threshold curves (Fig. 4a or Fig. 4d) show that the normal hearing subjects has a slightly increased threshold around 5 kHz, whilst the hearing threshold of the hearing impaired person is worsened by more than 40 dB in the region around 3 kHz. A comparison of Fig. 4b and Fig. 4e shows that with a test frequency $f_T = 1\ 000$ Hz, both subjects possess quite similar temporal integration. For long tones ($T_T = 300$ ms) hearing thresholds at $L_T = 3.5$ dB or 5.5 dB result. When the tonepulse duration is shortened, the thresholds rise and reach at $T_T = 10$ ms values of $L_T = 13$ dB or 16 dB. This means that the rise in the hearing threshold with shortening the test tone from 300 ms to 10 ms corresponds to the expected value of 10 dB to an accuracy

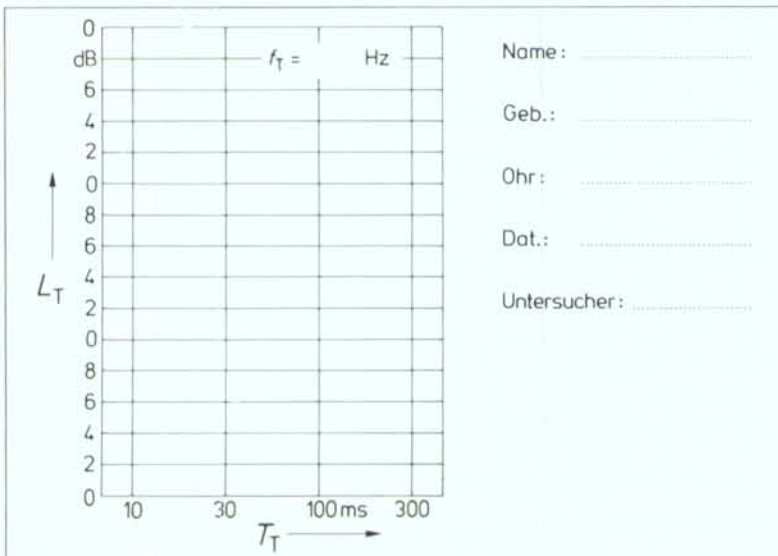


Abb. 3 Formular für die Dokumentation von Meßergebnissen zum zeitlichen Integrationsvermögen des Gehörs

Fig. 3 Form for the documentation of test results obtained for temporal integration in hearing

Abb. 4 Vergleich des zeitlichen Integrationsvermögens bei einem normalhörenden und einem hörebehinderten Probanden
 Linke Spalte: Normalhörender
 (a) Hörschwelle
 (b) zeitliche Integration bei 1000 Hz
 (c) zeitliche Integration bei 3000 Hz
 Rechte Spalte: Hörbehinderter
 (d) Hörschwelle
 (e) zeitliche Integration bei 1000 Hz
 (f) zeitliche Integration bei 3000 Hz

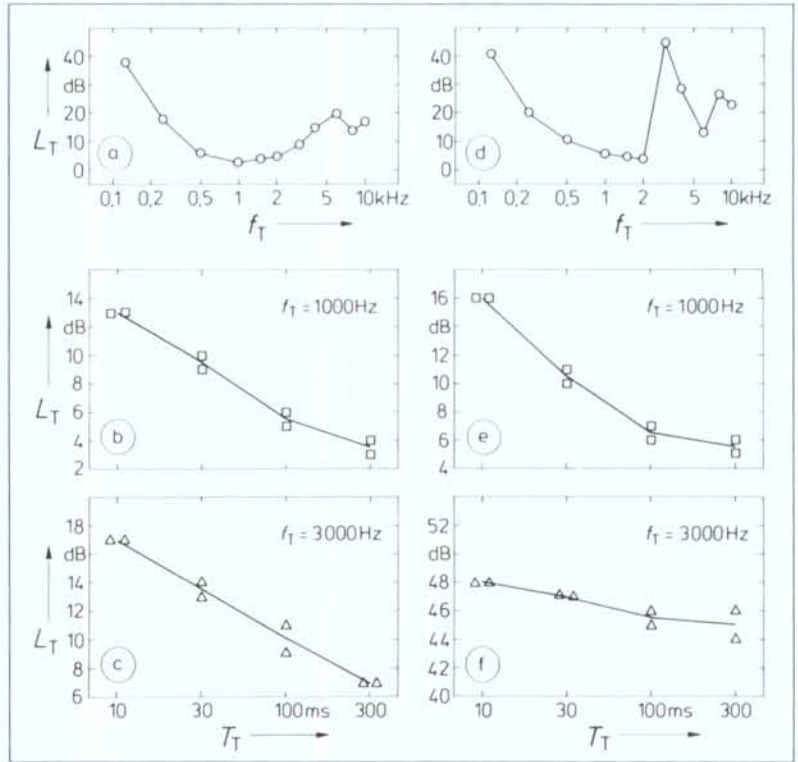


Fig. 4 Comparison of temporal integration for a normal hearing subject and a hearing-impaired subject
 Left column: normal hearing subject
 (a) hearing threshold
 (b) temporal integration at 1000 Hz
 (c) temporal integration at 3000 Hz
 Right column: hearing-impaired subject
 (d) hearing threshold
 (e) temporal integration at 1000 Hz
 (f) temporal integration at 3000 Hz

Testfrequenz $f_T = 1000$ Hz beide Probanden ein recht ähnliches zeitliches Integrationsvermögen aufweisen. Für lange Töne ($T_T = 300$ ms) ergeben sich Hörschwellen bei $L_T = 3,5$ dB bzw. 5,5 dB. Bei Verkürzung der Tonimpulsdauer steigen die Schwellen an und erreichen bei $T_T = 10$ ms Werte von $L_T = 13$ dB bzw. 16 dB. Dies bedeutet, daß der Anstieg der Hörschwelle bei Verkürzung des Testtones von 300 ms auf 10 ms für beide Probanden auf 0,5 dB genau dem erwarteten Wert von 10 dB entspricht. Im Gegensatz dazu verdeutlichen Abb. 4c und Abb. 4f, daß im Bereich des Hörschadens des Lärmschwerhörigen bei $f_T = 3000$ Hz die beiden Probanden ein gänzlich verschiedenes zeitliches Integrationsvermögen zeigen: Während beim Normalhörenden bei Verkürzung des Testtones von $T_T = 300$ ms auf $T_T = 10$ ms die Hörschwelle um 10 dB von $L_T = 7$ dB auf $L_T = 17$ dB ansteigt, beträgt für den Lärmschwerhörigen der Schwellenanstieg lediglich 3 dB, nämlich von $L_T = 45$ dB auf $L_T = 48$ dB. Dieses reduzierte zeitliche Integrationsvermögen ist in der Literatur etwas umstritten. Insbesondere ist die Rolle des »off-frequency listening« noch nicht ausreichend geklärt. Bei sehr steiflankigen Hörverlusten kann es

of 0.5 dB for both subjects. In contrast to this, Fig. 4c and Fig. 4f illustrate that in the region of the hearing damage of the hearing impaired person at $f_T = 3000$ Hz the two subjects show an entirely different temporal integration capacity: Whilst with the normal-hearing subject on shortening the test tone from $T_T = 300$ ms to $T_T = 10$ ms the hearing threshold rises by 10 dB from $L_T = 7$ dB to $L_T = 17$ dB, the rise in threshold amounts to only 3 dB for the hearing impaired person, namely from $L_T = 45$ dB to $L_T = 48$ dB. This reduced temporal integration is somewhat disputed in the literature. In particular the role of "off-frequency listening" has not been sufficiently clarified. With very steep-flanked hearing losses, it may happen (cf. for instance *Leshowitz and Cudahy* [9], Fig. 10) that short testtone pulses are not detected directly at the test-tone frequency but at (usually) lower frequencies because of their short-term spectral spread (cf. Fig. 2). This applies also to normal hearing subjects, if the short-term spectrum exceeds the width of the critical band (*Zwicker and Fastl*, [10]). With the instrument described here, the sound stimuli are realized so that for normal hearing subjects no problems arise. With hearing-impaired

nämlich vorkommen, daß kurze Testtonimpulse wegen ihrer kurzzeitigen spektralen Verbreiterung (vgl. Abb. 2) nicht direkt bei der Testtonfrequenz, sondern bei (meist) tieferen Frequenzen detektiert werden (vgl. z.B. *Leshowitz und Cudahy* [9], Abb. 10). Dies gilt auch für Normalhörende, falls das Kurzzeitspektrum die Frequenzgruppenbreite überschreitet (*Zwicker und Fastl*, [10]). Beim hier beschriebenen Gerät wurden die Schallreize so realisiert, daß für Normalhörende keine Probleme entstehen. Bei Schwerhörigen mit extrem steilen Schwellenanstiegen ist jedoch eine detaillierte Betrachtung des Verlaufs der Ruheshwelle nötig: Gemäß Abb. 2 (rechts oben) liegt für den 10 ms langen Impuls der Pegel der spektralen Hüllkurve bei 0,7 kHz um mehr als 40 dB unter dem Pegel bei 1 kHz. Einer Frequenzdifferenz von 300 Hz entspricht demnach eine Pegeldifferenz von etwa 40 dB. Dies bedeutet, daß bei Hörbehinderten, deren Hörschwelle steilere Flanken als $40 \text{ dB}/300 \text{ Hz} \approx 0,1 \text{ dB}/\text{Hz}$ aufweist, mit Verfälschungen des Meßergebnisses durch »off-frequency listening« gerechnet werden muß.

4. Schlußbemerkung

Das zeitliche Integrationsvermögen Schwerhöriger wird in der Literatur kontrovers diskutiert (*Olsen et al.* [6], *Pedersen und Elberling* [11]). Ein Teil der Diskrepanzen in den Ergebnissen verschiedener Autoren ist sicher auf unterschiedliche Meßmethoden zurückzuführen. Das hier vorgestellte Gerät gestattet die Ermittlung des zeitlichen Integrationsvermögens des Gehörs auf einfache Art und Weise: Für den Probanden ist von großem Vorteil, daß er eine gewohnte Aufgabe, nämlich die Bestimmung einer Tonschwelle durchzuführen hat. Dies gilt in hohem Maße auch für die Bedienperson (Audiometrie-Assistentin); der Meßablauf ist mit der Messung einer Tonschwelle praktisch identisch. Es werden lediglich die Tonschwellen nicht nur bei langen, sondern auch bei kurzen Tonimpulsdauern bestimmt. Die Impulsdauern wurden in dem Gerät so gewählt, daß der für Sprache relevante Zeitbereich überstrichen wird. Für die Beurteilung des zeitlichen Integrationsvermögens von Schwerhörigen mit unterschiedlichen Krankheitsbildern ist nicht nur der Schwellenunterschied bei kurzen und langen Tonimpulsen interessant, sondern auch der Verlauf der Integrationskurve. Dies schließt nicht aus, daß, nach umfangreichen Untersuchungen an einem großen Patientengut, bei einem zukünftigen Gerät weitere Vereinfachungen getroffen werden können.

subjects with extremely steep threshold rises, a detailed observation of the course of the hearing threshold in quiet is necessary. According to Fig. 2 (upper right) the level of the spectral envelope curve for the 10 ms long pulse lies at 0.7 kHz by more than 40 dB below the level at 1 kHz. A frequency difference of 300 Hz accordingly corresponds to a level difference of about 40 dB. This means that with hearing-impaired subjects, the hearing threshold of whom shows steeper flanks than $40 \text{ dB}/300 \text{ Hz} \approx 0.1 \text{ dB}/\text{Hz}$, falsifications of the test results by "off-frequency listening" must be reckoned with.

4. Concluding remarks

The temporal integration capacity of hearing-impaired persons is discussed controversially in the literature (*Olsen et al.* [6], *Pedersen and Elberling* [11]). A part of the discrepancies in the results of different authors may be attributable to different measuring methods. The instrument presented here permits the determination of temporal integration in hearing in a simple manner: It is of great advantage for the subject that she or he has to perform an accustomed task, namely the determination of a pure tone threshold. This applies to a high degree for the operator (audiometry assistant) as well; the measuring procedure is practically identical with the measurement of a pure tone threshold. The thresholds are not only determined with long pulse durations but also with short ones. The pulse durations are selected in the instrument so that the time range relevant for speech is covered. Not only is the threshold difference with short and long tone impulses of interest to the assessment of the temporal integration capacity of hearing-impaired persons with different types of diseases but also the course of the integration curve. This does not exclude that further simplifications can be made with a future instrument after comprehensive examinations on a large number of patients.

Literatur/References

- [1] *Zwicker, E.* (1982): Psychoakustik, Hochschultext, Springer, Berlin.
- [2] *Zwislocki, J.* (1960): Theory of temporal auditory summation. *J. Acoust. Soc. Amer.* 32, 1046-1060.
- [3] *Wright, H.* (1973): Temporal auditory summation: A bibliography. State University of New York, Syracuse, N.Y.
- [4] *Fastl, H.* (1977): Simulation of a hearing loss at long versus short test tones. *Audiology* 16, 102-109.
- [5] *Pedersen, C. B.* (1975): Korttone-audiometri. Fagl-Verlag, Kopenhagen.
- [6] *Olsen, W. O., Rose, D. E., Noffsinger, D.* (1974): Brief tone audiometry with normal, cochlear, and eighth nerve tumor patients. *Archs. Otolaryng.* 99, 185-189.
- [7] *Pfeiffer, Th.* (1963): Filter zur Umformung von Rechteckimpulsen in Gaußimpulse. *Frequenz* 17, 81-88.
- [8] *Fastl, H., Zwicker, E.* (1979): A device for measuring level and frequency difference limens. *J. Audiol. Technique* 18, 26-34.
- [9] *Leshowitz, B., Cudahy, E.* (1972): Masking with continuous and gated sinusoids. *J. Acoust. Soc. Amer.* 51, 1921-1929.
- [10] *Zwicker, E., Fastl, H.* (1972): On the development of the critical band. *J. Acoust. Soc. Amer.* 52, 699-702.
- [11] *Pedersen, C. B., Elberling, C.* (1973): Temporal integration of acoustic energy in patients with presbycusis. *Acta Oto Lar.* 75, 32-37.

Personalia

Amplifon CRS-Preis für N. G. Henriksson

Am 21. März wurde im Mailänder Presse-Club Prof. Nils Gunnar Henriksson von der Universität Lund, Schweden, der »Amplifon Research and Studies Center International Prize« für 1983 verliehen.

Diese Auszeichnung wird alljährlich an international bekannte Persönlichkeiten vergeben, die den größten Beitrag zur Erforschung der Schwerhörigkeit geleistet haben.

Die für 1983 vorgesehene Anerkennung ging auf Beschluß der italienischen, europäischen und amerikanischen Wissenschaftlichen Gesellschaften für HNO-Medizin und Audiologie sowie auf Beschluß des Vorstandes des »Amplifon Research and Studies Center« an Prof. Henriksson.

Der Ausgezeichnete gilt als Pionier auf dem Gebiet der Vestibologie, einem medizinischen Teilgebiet, das sich mit den pathologischen Störungen befaßt, die das Vestibularsystem beeinträchtigen und zu Gleichgewichtsverlust, Sehstörungen, Ohrensausen und Schwerhörigkeit führen können. Die Auszeichnung an den schwedischen Wissenschaftler nahm A. C. Holland, Präsident der CRS Amplifon, vor.

Nach der Preisverleihung wurde zu Ehren von Prof. Henriksson ein Rundtischgespräch über »Neue Verfahren der funktionellen Analyse auf dem Gebiet der Neurologie« abgehalten, an welchem zahlreiche Fachärzte aus ganz Italien teilnahmen.

Die Vortragenden waren Prof. Boccardi (Direktor der Abteilung für Physikalische Medizin und Rehabilitation am S. Carlo Hospital in Mailand), Prof. Boeri

N. G. Henriksson receives Amplifon CRS Prize

On March 21st Prof. Nils Gunnar Henriksson of Lund University was awarded, at the Milan Press Club, the Amplifon Research and Studies Center International Prize for 1983.

This prize is awarded yearly to the international personality who has most contributed to the advancement of studies on deafness.

The 1983 edition of the prize was granted to Prof. Henriksson by decision of the Italian, European and American Scientific Societies of Otorhinolaryngology and Audiology, and the board of Directors of the Amplifon Research and Studies Center.

Prof. Henriksson is a pioneer in the field of vestibology, the medical branch which deals with the pathological disorders affecting the vestibular system and which may cause a loss of balance, visual disorders, tinnitus and deafness. The prize was delivered to the Swedish scientist by A. C. Holland, President of CRS Amplifon.

To honour Prof. Henriksson a Round Table on "New techniques of functional analysis in the field of neurology" was held at the end of the ceremony and attended by a crowd of specialists from all over Italy.

Prof. Boccardi (Director of the Physical Medicine and Rehabilitation Department of the S. Carlo Hospital, Milan), Prof. Boeri (Scientific Director of the C. Besta Institute of Neurology, Milan), Prof. Maffei (Director of the Laboratory of Neurophysiology, National Research Council, Pisa), Prof. Mira (Associated Professor of the ENT Clinic of the University of Pavia),

A. Charles Holland (rechts)
und der Inhaber des Amplifon
CRS-Preises 1983, Nils Gunnar
Henriksson, im Mailänder
Presse-Club (Foto agp)

A. Charles Holland (right) and
the winner of the Amplifon
CRS Prize 1983, Nils Gunnar
Henriksson, at the Milan
Press Club



(Wissenschaftlicher Direktor des C. Besta Instituts für Neurologie, Mailand), Prof. Maffei (Direktor des Neurophysiologischen Labors, Staatlicher Forschungsrat Pisa), Prof. Mira (a.o. Professor der HNO-Klinik an der Universität von Pavia) und Prof. Pignataro (a.o. Professor der HNO-Klinik an der Universität von Mailand). Prof. Schmidt (Direktor der Abteilung für Computer und Anlagentechnik an der Universität von Pavia) leitete als Vorsitzender das Rundgespräch.

Bedingt durch die Person des Ausgezeichneten und durch die Preisverleihung selbst, galt das vorherrschende Interesse dem letzten Stand auf dem Gebiet der Vestibologie, einem Wissenschaftszweig, der in der Zukunft eine immer bedeutsamere Rolle spielen wird.

Bestätigt wurde dies durch eines der letzten Raumfahrtunternehmen, durch die Einrichtung des ersten europäischen Weltraumlabor sowie durch das Forschungsprogramm, das u.a. die sogenannte »Wissenschaft vom Leben« beinhaltet, einem umfangreichen Vorhaben, das ebenfalls darauf abzielt, die gegenseitige Beeinflussung zwischen Vestibularsystem und Gehirn als auch die Ursachen der »Raumfahrerkrankheit« zu erforschen.

Der Internationale CRS-Preis (mit 7 Mill. Lire dotiert) wurde vor 13 Jahren zum ersten Mal verliehen.

Frühere Preisträger waren: Dr. Tokuro Suzuki, Dr. Erik Wedenberg, Prof. Hallowell Davis, Mme. Suzanne Borel Maissonny, Prof. James Jerger, Prof. Joseph J. Zwislocki, Prof. Michele Arslan, Dr. Aram Glorig, Prof. Ettore Bocca, Prof. Horst L. Wullstein, ex aequo: Prof. Jean Marie Aran und Prof. Heim Sohmer, Prof. Wolf D. Keidel.

Prof. Pignataro (Associated Professor of the ENT Clinic of the University of Milan) were the lecturers; Prof. Schmid (Director of the Department of Computers and Systems Science of the University of Pavia) was the Round Table chairman.

The choice of the prize-winner and the prize-awarding ceremony itself focused everybody's attention on the state of the art of vestibology, a science which is going to play a more and more relevant role in the future.

How much this is true was proven by one of the last Shuttle space missions and the launching of Spacelab, the first European Space Laboratory, the research program of which comprised, amongst many other targets, the so-called "Science of Life", a wide project dedicated also to the study of the reciprocal influence between the vestibular system and the brain with the aim of discovering the causes of "space sickness".

The CRS International Prize (amounting to 7 million It. Liras) has been awarded for the past 13 years.

Previous winners were: Dr. Tokuro Suzuki, Dr. Erik Wedenberg, Prof. Hallowell Davis, Mme. Suzanne Borel Maissonny, Prof. James Berger, Prof. Joseph J. Zwislocki, Prof. Michele Arslan, Dr. Aram Glorig, Prof. Ettore Bocca, Prof. Horst L. Wullstein, ex aequo: Prof. Jean Marie Aran and Prof. Heim Sohmer, Prof. Wolf D. Keidel.

Die Mitarbeiter dieses Heftes / Our Contributors

Klaus Brinkmann, Dr. rer. nat.; zur Vita autoris siehe »Audiologische Akustik« Nr. 3/83.

Karl-Heinz Broksch; zur Vita autoris siehe »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« Nr. 1/70.

Hugo Fastl, Dr.-Ing. habil.; zur Vita autoris siehe »Audiologische Akustik« Nr. 1/84.

Klaus Brinkmann, Dr. rer. nat.; as to the biographical dates we refer to "Audiological Acoustics" No. 3/83.

Karl-Heinz Broksch; as to the biographical dates we refer to "Journal of Audiological Technique" No. 1/70.

Hugo Fastl, Dr.-Ing. habil.; as to the biographical dates we refer to "Audiological Acoustics" No. 1/84.

Audiologische Akustik

Verlag und Redaktion
median-verlag
Hans-Jürgen von Killisch-Horn
Hauptstr. 64, Postfach 103964
6900 Heidelberg 1,
Fernruf (06221) 25731
Schriftleiter:
Dr. phil. Werner Güttner
Bachstraße 11, 8170 Bad Tölz
Redaktion: Stephen C. Mohrbacher
Anzeigen: Karin Ball
Layout: Friedrich Vogt
Satz und Druck: Dietz Druck,
6900 Heidelberg

Erscheinungsweise: sechsmal
jährlich alle zwei Monate
Bezugspreis
jährlich DM 42,— netto
Einzelpreis
je Heft DM 9,— netto
Ausland: jährl. DM 42,— netto
zuzügl. DM 7,— Bankgebühren
Einzelpreis je Heft DM 9,— netto
zuzügl. DM 7,— Bankgebühren
Zur Zeit hat
Anzeigenliste Nr. 8
vom 1. Januar 1978 Gültigkeit
Nachdruck, Übersetzungen,
Rundfunksendungen
nur mit Genehmigung des Verlages
© median-verlag 1961

Audiological Acoustics

Owned and published by
median-verlag
Hans-Jürgen von Killisch-Horn
Hauptstraße 64, 6900 Heidelberg
Editor-in-chief:
Dr. phil. Werner Güttner
Bachstraße 11, 8170 Bad Tölz
Editorial department:
Stephen C. Mohrbacher
Advertising: Karin Ball
Layout: Friedrich Vogt

Published bi-monthly 6 issues
per annum
Annual Subscription DM 42,— no
Single Copies DM 9,— no
Foreign country: annual
DM 42,— no plus DM 7,—
banking rates
Single copies DM 9,— no
plus DM 7,— banking rates
Supplied directly by
median-verlag, 6900 Heidelberg 1,
P.O.Box 103964
Current advertisement
rates No. 8, January 1st, 1978
All rights reserved by
median-verlag
© median-verlag 1961
Printed in Western Germany

HÖRBARE ÜBERLEGEN HEIT:

Wir haben das Ohr jetzt
noch näher am Markt und

NEU: HdO-Serie "116"

präsentieren Ihnen hier das Ergebnis intensiver
Forschungs- und Entwicklungsarbeit!
die neue Viennatone-H.d.O.-Serie "116"

- ★ kleiner, flacher und eleganter in der Formgebung
- ★ leichter und exakter in der Bedienbarkeit
- ★ hohe Anpaß-Flexibilität
- ★ Audioeingang: zur Verwendung einer Vielzahl von Zusatzgeräten; auch zum Aufbau von CROS- und BiCROS-Lösungen geeignet
- ★ und eine Fülle neuer Konstruktions-Details schaffen allerbeste Voraussetzungen für höchsten Tragekomfort und optimale Feinanpassung.

neuentwickelter Winkel

Reduzierung der Windgeräusche auf ein Minimum - hervorragender Tragekomfort

Servicefreundlicher Innenaufbau

ohne Gehäuse können die Geräte gemessen und abgehört werden

Anpaß-Steller

zahlreiche Einstellvarianten, deren Kombination optimale Anpassung ermöglicht

Audioeingang

Aufsteckschuh für den Euro-Audio-Normstecker ist lieferbar



viennatone HÖRGERÄTE

Qualität trägt weltweit diesen Namen

Kalibrierte Einstellwerte?

Mit dem Phonak-Programmschalter kein Problem.



Sie kennen das Problem: die von Gerät zu Gerät unterschiedlichen, stark voneinander abweichenden Einstellwerte, bedingt durch gegebene Toleranzen der Trimmer-Arbeitskurven.

Wenn es also bei aktiv geregelten Hörgeräten mit grossem Einstellbereich um kalibrierte und klar definierte Einstellwerte gehen soll, genügen kontinuierlich arbeitende Trimmer bei weitem nicht mehr.

Die Lösung: Phonak hat den Programmschalter mit klar einrastenden Positionen entwickelt, für kalibrierte akustische Wiedergabekurven und für jederzeit repetierbare Einstellwerte.

Der Programmschalter als elektromechanische Miniaturkomponente von höchster Präzision erlaubt Ihnen eine rasche und sichere Anpassung. Für die Einstellung der vorprogrammierten Frequenzgangkurven und maximalen Ausgangsschalldruckwerte benötigen Sie darum auch keine Messbox. Zudem hilft die exklusive Phonak-Programm-Anzeige, Anpassfehler zu vermeiden.



Der Phonak-Programmschalter: ein Musterbeispiel an Funktionalität und Präzision.

Phonak AG
General-Wille-Str. 201
CH-8706 Feldmeilen
☎ 01 - 925 11 71

Phonak GmbH & Co.
Welfenstrasse 13
D-7012 Fellbach/Schmidlen
☎ 0711 - 51 20 27

PHONAK
Die Formel
des Fortschritts

Phonak France
19, rue des Trois Pierres
F-69007 Lyon
☎ 7 - 869 36 05