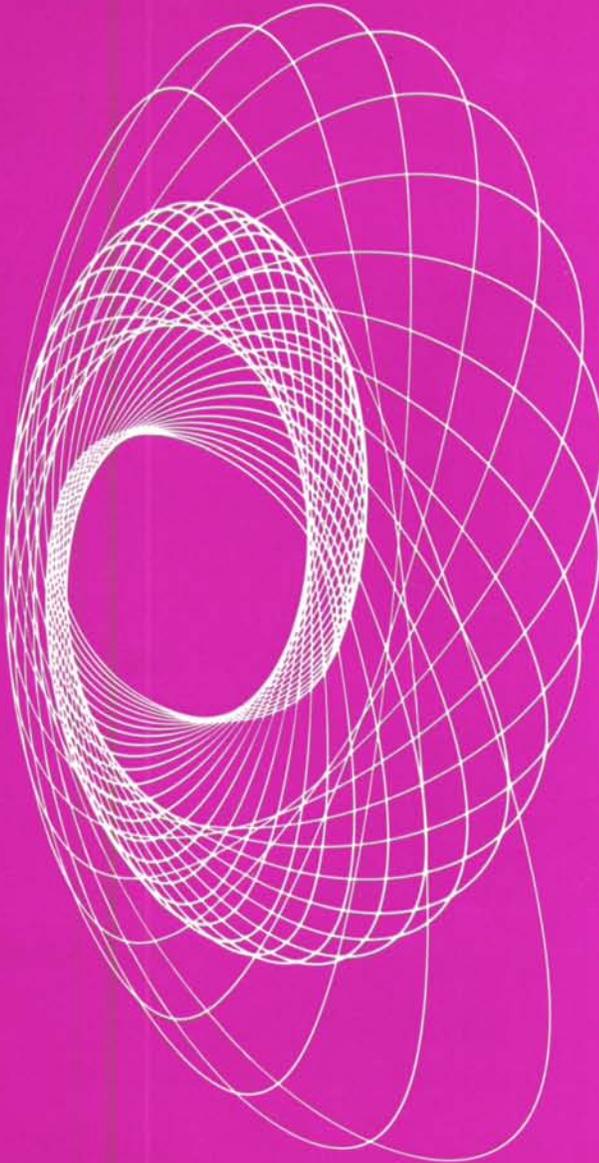


P 21976 F

ZEITSCHRIFT FÜR

Hörgeräte- Akustik

JOURNAL OF AUDIOLOGICAL TECHNIQUE



15. JAHR

MÄRZ 1976

HEFT **2**

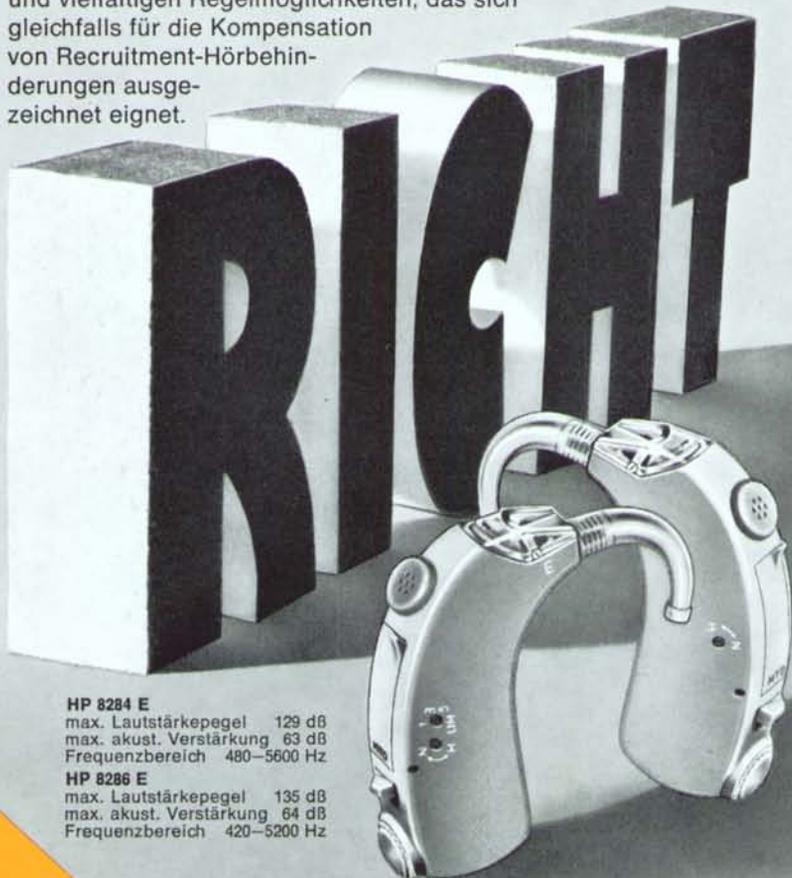
Hier stimmt die Richtung!

Zwei bewährte
Philips HDO-Geräte
HP 8274 E
und HP 8276 E

sind mit einem richtungsempfindlichen Elektretmikrofon lieferbar.

HP 8284 E – Ein Kompressions-HDO-Gerät mit 5 Regelmöglichkeiten, das selbst für Hörbehinderte mit komplizierten Innenohrstörungen (Recruitment) hervorragende Hilfe bringt.

HP 8286 E – Ein Super-Power-HDO-Gerät mit großer Lautstärke und vielfältigen Regelmöglichkeiten, das sich gleichfalls für die Kompensation von Recruitment-Hörbehinderungen ausgezeichnet eignet.



HP 8284 E
max. Lautstärkepegel 129 dB
max. akust. Verstärkung 63 dB
Frequenzbereich 480–5600 Hz

HP 8286 E
max. Lautstärkepegel 135 dB
max. akust. Verstärkung 64 dB
Frequenzbereich 420–5200 Hz



PHILIPS

Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik

Internationale Beiträge über
Audiologie und deren Grenzgebiete

Journal of Audiological Technique

International Studies of
Audiology and Related Fields



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, Erlangen – J. D. Hood, London – F. Ingerslev, Lyngby
B. Johansson, Stockholm – R. Lehmann, Le Mans
E. Lehnhardt, Hannover – 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. Wansdronek, Eindhoven – H. Weber, Zürich – F. Zöllner, Freiburg

median-verlag
Hans-Jürgen von Killisch-Horn, Heidelberg

15. Jahr/Vol. 15

März/March 1976

Nr. 2

	Inhalt	Contents	
Jens Blauert H.-Joachim Platte	Impulsmessung der menschlichen Trommelfell-Impedanz	Impulse Measurements of Human Eardrum Impedance	34
Werner A. T. Güttner	Verbesserte Eingangs- und Ausgangsbedingungen beim Messen von Hörgeräten	Improved Input and Output Conditions for the Measurement of Hearing Aids	46
Fritz Hueber	Das Hörgerät mit Schwellwertver- stärker – ein neues Konzept für besseres Hören	The Hearing Aid with Threshold-Amplifier – a New Approach for Better Hearing	54
	Buchbesprechungen	Book review	60
	Aktuelles	Forthcoming Meetings	62

Impulsmessung der menschlichen Trommelfell-Impedanz

Jens Blauert

H.-Joachim Platte

Zusammenfassung Aus Impulsmessungen an mehreren Punkten im menschlichen Ohrkanal lassen sich bei Benutzung der Fast-Fourier-Transformation die Gehörgang-Übertragungsfunktion und die Trommelfell-Impedanz berechnen.

In den an 5 Versuchspersonen gemessenen Beträgen der Gehörgang-Übertragungsfunktion tritt ein scharfer Einbruch zwischen 8 und 9 kHz auf, der weder in den Daten anderer Autoren noch in dem komplexen Mittelwert über alle 5 Versuchspersonen vorhanden ist. Der Grund dafür dürfte in der Art der Mittelung liegen.

Bei der Berechnung der Trommelfell-Impedanz wurde der Gehörgang als Rohr konstanter Querschnittsfläche angenommen. Die so erhaltenen Verläufe von Real- und Imaginärteil der Trommelfell-Impedanz lassen sich kaum mit den Daten anderer Autoren in Einklang bringen. Es wird vermutet, daß die Querschnittsfunktion des Ohrkanals bei späteren Berechnungen berücksichtigt werden muß.

In der Vergangenheit wurden die akustischen Eigenschaften des äußeren Ohres vorwiegend aus zwei Gründen untersucht:

a) Bei den meisten audiologischen Messungen muß der Schalldruck am Trommelfell eingeregelt werden. Hierzu muß man die elektroakustische Übertragungsfunktion zwischen elektrischem Eingang des Kopfhörers und dem Schalldruck am Trommelfell kennen. In engem Zusammenhang dazu steht die Notwendigkeit, Kuppler zu entwickeln, die Kopfhörer mit derselben akustischen Impedanz belasten, wie es ein natürliches menschliches Ohr tun würde.

b) Kenntnisse über die Trommelfell-Impedanz, d. h. die Impedanz, mit der der Ohrkanal akustisch abgeschlossen ist, sind von einiger Bedeutung für die Diagnose von Mittelohrerkrankungen.

Neuerdings hat das Interesse an dem akustischen Verhalten des äußeren Ohres neue Impulse unter dem Aspekt der Schalllokalisierung und des räumlichen Hörens erhalten. Das äußere Ohr wirkt als lineares Filter, welches alle Schallsignale auf dem Wege zum Trommelfell verzerrt, und zwar in einer spezifischen Weise, die von der Richtung und Entfernung der Schallquelle bezüglich der betrachteten Versuchsperson abhängt.

Wenn man das natürliche räumliche Hören mit elektroakustischen Mitteln simulieren will, so braucht man Kenntnisse über die Übertragungsfunktionen und Impedanzen des Ohrkanals; so z. B., wenn man Kunstköpfe oder Entzerrerfilter für kopfbezogene Übertragungssysteme entwerfen will.

Die Ergebnisse, über die in diesem Artikel berichtet wird, wurden unter diesem zuletzt genannten Aspekt gemessen,

In the past the acoustical properties of the external ear have been examined mainly for two reasons:

a) For most audiologic measurements the sound pressure at the eardrum must be controlled. Therefore the electroacoustic transfer function between the electrical input of the earphone and the sound pressure at the eardrum must be known. In close connection to this problem is the need to develop couplers which load earphones with the same impedance as a typical human ear.

b) Information about the eardrum impedance, i.e. the impedance with which the ear canal is acoustically terminated, is of some significance for the diagnosis of middle ear disorders.

Recently the interest in the acoustical behavior of the external ear has received new impetus under the aspects of sound localization and three dimensional hearing. The external ear acts as a linear filter that distorts all sound signals on their way to the eardrum in a specific way, dependent on direction and distance of the sound source relative to the listener under consideration.

If one wants to simulate natural sound localization by electroacoustical means, information about the transfer functions and impedances of the ear canal are needed, for example for the construction of artificial heads or correction filters for dichotic sound reproduction systems.

The data reported in this article have been measured under these latter aspects, that is in connection with electroacoustical transmission problems. At first we tried to measure the transfer function of the ear canal between the ear canal entrance and the eardrum. To get information about absolute

Impulse Measurements of Human Eardrum Impedance

Summary From impulse measurements at some points of the human ear canal one can calculate using the Fast-Fourier-Transform as well the ear canal transfer function as the eardrum impedance.

In the curves of the absolute value of the ear canal transfer function obtained from 5 subjects there is a sharp dip between 8 and 9 kHz which is found neither in the data published by other authors nor in the complex mean of the data of our subjects. We attribute this to the way the individual data have been summed up.

Computing the eardrum impedance we supposed the ear canal as tube of constant cross section area. The curves of the real and imaginary part of the eardrum impedance obtained in this way hardly can be brought into agreement with the data published by other authors. We suppose that the area function of the ear canal has to be regarded when computing the eardrum impedance from measurements along the ear canal furthermore.

also in Zusammenhang mit elektroakustischen Übertragungsproblemen. Zuerst versuchten wir, die Übertragungsfunktion des Ohrkanals zwischen Kanaleingang und Trommelfell zu messen. Um Information über Betrag und Phase zu erhalten, verwendeten wir eine Impulsmethode, die wir für Messungen der Übertragungsfunktionen entwickelt hatten und die sich dafür bewährt hatte (Blauert, Laws und Platte, 1974 [1]).

Die Versuchspersonen wurden mit kurzen Schalldruckimpulsen beschallt. Die Antworten des Ohrkanals wurden mit einem Sondenmikrofon gemessen, zuerst vor dem Trommelfell, dann am Ohrkanaleingang. Die Impulsantworten wurden abgetastet, digital gespeichert und Fast-Fourier-transformiert. Die Übertragungsfunktion des Ohrkanals erhält man, indem man die Fourier-Transformierte der Trommelfell-Antwort durch diejenige der Ohrkanaleingang-Antwort dividiert.

Meßergebnisse von 5 Versuchspersonen sind in Abb. 1 gezeigt, und zwar die Beträge der Ohrkanal-Übertragungsfunktionen. Man achte auf den scharfen Einbruch in den einzelnen Kurven in der Nähe von 8 bis 9 kHz. Dieser Einbruch, den wir übrigens in einer anderen Arbeit theoretisch vorausgesagt haben (Blauert, 1974 [2]), spielt möglicherweise eine wichtige Rolle in Zusammenhang mit der Bildung des Erhebungswinkels der Hörereignisse durch das Gehör. Wir vermuten dies, weil in der kompletten Freifeld-Übertragungsfunktion des äußeren Ohres, d.h. der Übertragungsfunktion zwischen Schalldruck im Freifeld und dem am Trommelfell, dieser Einbruch durch einen zweiten überlagert ist. Dieser zweite Einbruch wird durch eine Interferenz in der Ohrmuschel hervorgerufen. Die Mittenfrequenz dieses zweiten Einbruchs hängt vom Erhebungswinkel der Schallquelle ab.

Es ist bemerkenswert, daß bei den klassischen Daten (z.B. denen von Wiener und Ross, 1946 [3]) oder den von

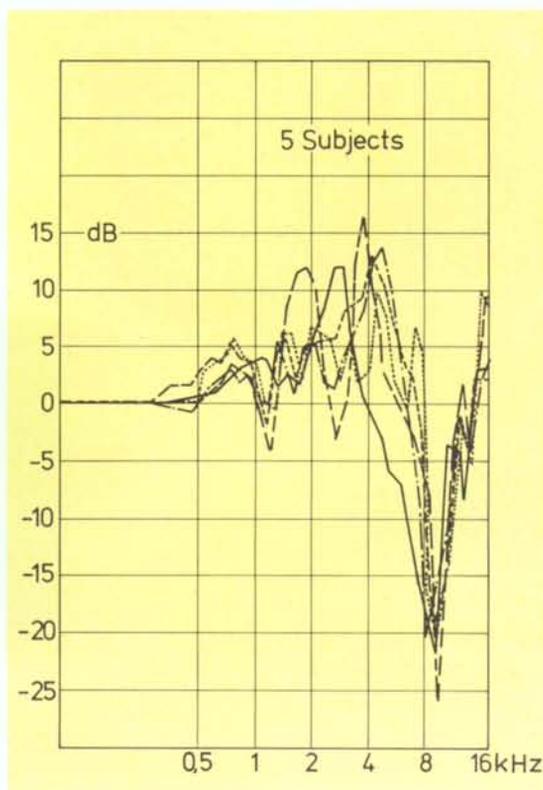


Abb. 1 Individuelle Ohrkanal-Übertragungsfunktionen, Betrag
Fig. 1 Individual ear canal transfer functions, modulus

5 Subjects = 5 Versuchspersonen

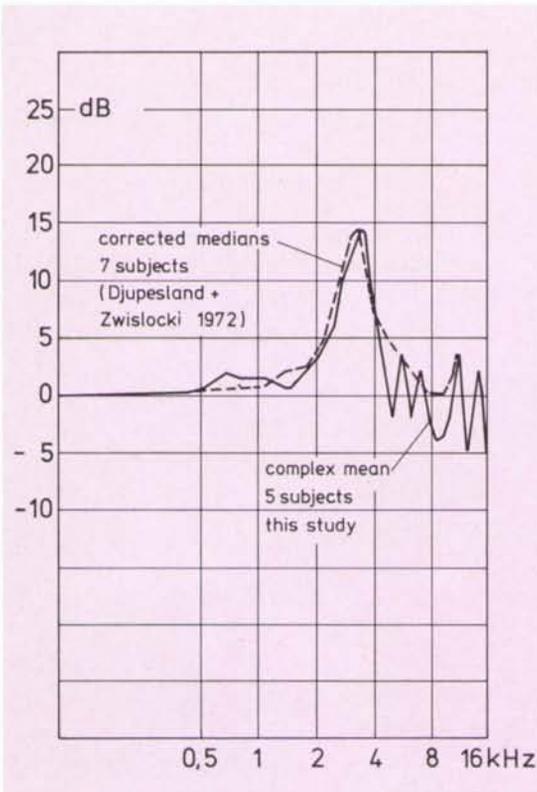


Abb. 2 Ohrkanal-Übertragungsfunktionen, Betrag
Fig. 2 Earcanal transfer functions, modulus

corrected medians 7 subjects
= korrigierte Zentralwerte von 7 Versuchspersonen
complex mean 5 subjects this study
= komplexes Mittel von 5 Versuchspersonen
(vorliegender Beitrag)

Djupestrand und Zwislocki 1972 [4] mitgeteilten der 9 kHz-Einbruch viel geringer ausgeprägt ist als bei unseren Ergebnissen. Wir führen dies auf die Art zurück, auf die die individuellen Daten gemittelt wurden.

In Abb. 2 ist das komplexe Mittel aus den Daten von Abb. 1 dargestellt. Man sieht, daß die einzelnen Einbrüche sich ausmitteln. Um diese Einbrüche in einer gemittelten Kurve zu erhalten, muß man eine geeignetere Mittelungstechnik verwenden, z. B. die, welche von Mellert 1971 [5] versuchsweise angewendet wurde.

Abb. 3 gibt die Phaseninformation zu Abb. 1, und zwar in

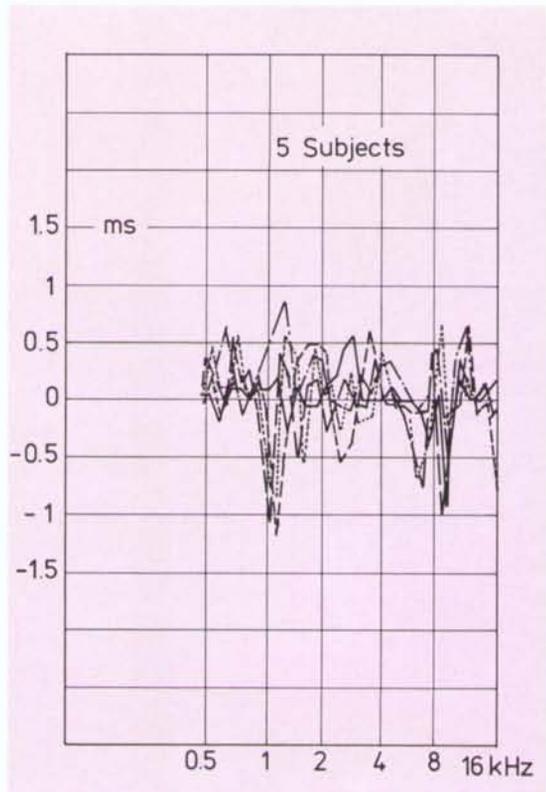


Abb. 3 Individuelle Ohrkanal-Übertragungsfunktionen, Gruppenlaufzeit

Fig. 3 Individual earcanal transfer functions, group delay
5 Subjects = 5 Versuchspersonen

value and phase angle we used an impulse method which was developed for transfer function measurements of the pinna and which had already proved to be suitable (Blauert, Laws and Platte 1974 [1]).

The subjects were exposed to short sound pulses. The responses of the earcanal were picked up by a probe microphone at first in front of the eardrum and then at the earcanal entrance. The impulse responses were sampled, stored and Fast-Fourier-transformed. The transfer function of the canal is obtained by dividing the Fourier transform of the eardrum responses by that of the canal entrance responses.

der Form von Frequenzkurven der Gruppenlaufzeit. Man beachte, daß Gruppenlaufzeit-Schwankungen in der Größe von 1 ms vorkommen. Diese liegen deutlich oberhalb der Schwelle der Hörbarkeit für Laufzeitdifferenzen, selbst bei monauraler Darbietung (Blauert und Laws, 1976 [6]).

Wenn man die komplexe Übertragungsfunktion des Schalldrucks zwischen zwei Punkten mit gegebenem Abstand in einer gegebenen Röhre kennt, so kann man die Impedanz berechnen, mit der die Röhre abgeschlossen ist. Nimmt man an, daß der Ohrkanal näherungsweise eine Röhre mit konstantem Durchmesser ist, so reduziert sich das Problem auf eine Aufgabe der einfachen Leitungstheorie. Es gibt nur eine Schwierigkeit:

Das Trommelfell stellt keine Ebene dar, die den Ohrkanal senkrecht abschließt, sondern es befindet sich in schräger Position, wie in Abb. 4 angedeutet ist. Die einfache Leitungstheorie liefert jedoch nur Impedanzen in senkrechten Bezugsebenen. Deshalb benutzen wir als Bezugsebene für das Trommelfell eine Ebene, die durch das Zentrum des Trommelfells geht.

Die Formel zur Berechnung der Impedanz in dieser Ebene aus dem Schalldruck im Zentrum des Trommelfells und dem am Ohrkanaleingang lautet:

$$Z_{\text{drum}} = \frac{j\varrho c A^{-1} \sin \beta l}{H(f)^{-1} - \cos \beta l}$$

darin bedeutet:

- l Abstand zwischen den Meßpunkten
- A Querschnittsfläche des Ohrkanals
- ϱ Dichte der Luft

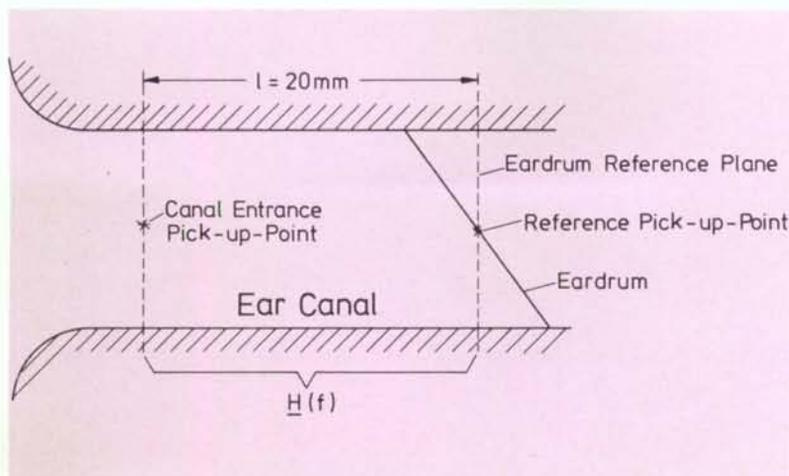


Abb. 4 Schema der Meßanordnung
Fig. 4 Schematic drawing of measuring arrangement

- Ear Canal = Ohrkanal
- Eardrum = Trommelfell
- Canal Entrance Pick-up-Point = Kanaleingang-Meßpunkt
- Eardrum Reference Plane = Trommelfell-Bezugsebene
- Reference Pick-up-Point = Bezugs-Meßpunkt
- $H(f)$ = Complex Transfer Function
- = komplexe Übertragungsfunktion

Results obtained from 5 subjects are shown in Fig. 1. This figure shows the absolute value of the earcanal transfer function. Please note the sharp dip in each individual curve near 8 to 9 kHz. This dip which we by the way had predicted by theoretical considerations in an earlier work (Blauert 1974 [2]) may play a relevant role with reference to the formation of the elevation angle of sound sensations. We tend to expect this, because in the complete free field transfer function of the external ear, that is the function between freefield pressure and eardrum pressure, this dip is superimposed on a second one. The second dip is caused by an interference in the pinna. The frequency of this second dip depends on the elevation angle of the sound source.

It is remarkable that in classical data (e.g. Wiener and Ross 1946 [3]) or the data reported by Djupesland and Zwislocki 1972 [4] the 9 kHz dip is much less distinctly marked than in our data. We attribute this to the way in which the individual data have been summed up.

In Fig. 2 we computed a complex mean of our data and it can be seen that the individual dips level out. To preserve them in a curve of summarized data, more skilled techniques must be used, e.g. those as Mellert 1971 [5] has tried.

To complete the data of our earcanal measurements Fig. 3 shows the phase information, displayed here as the frequency curve of the group delay in the canal. Please note that group delay differences on the order of 1 ms occur. This is well above the threshold of audibility for arrival time differences, even in monotic presentation (Blauert and Laws 1976 [6]).

If one has the complex transfer function of the sound pressure between two points of a given tube, it is possible to calculate

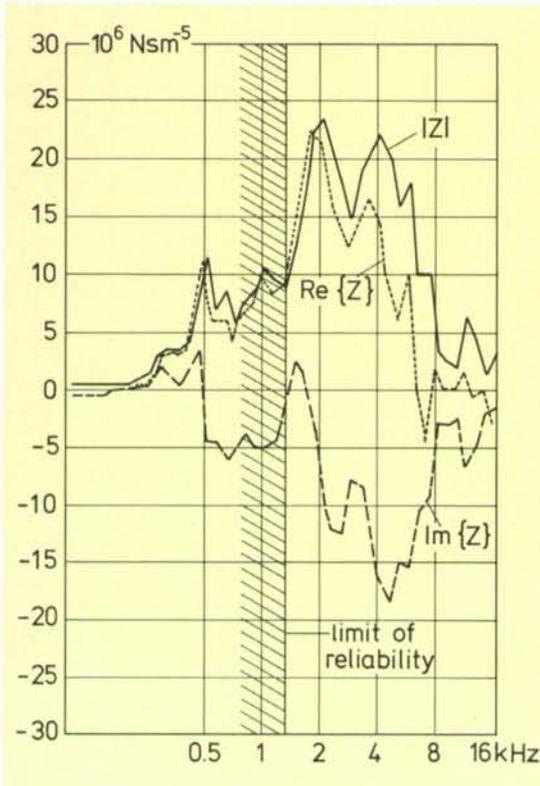


Abb. 5 Impedanz in der Trommelfell-Bezugsebene
Fig. 5 Impedance in the eardrum reference plane

Limit of reliability = Zuverlässigkeitsgrenze
 $\text{Re}\{Z\}$ = Realteil der komplexen Impedanz Z
 $|Z|$ = Betrag der komplexen Impedanz Z
 $\text{Im}\{Z\}$ = Imaginärteil der komplexen Impedanz Z
 Nsm = Newton-Sekunden-Meter

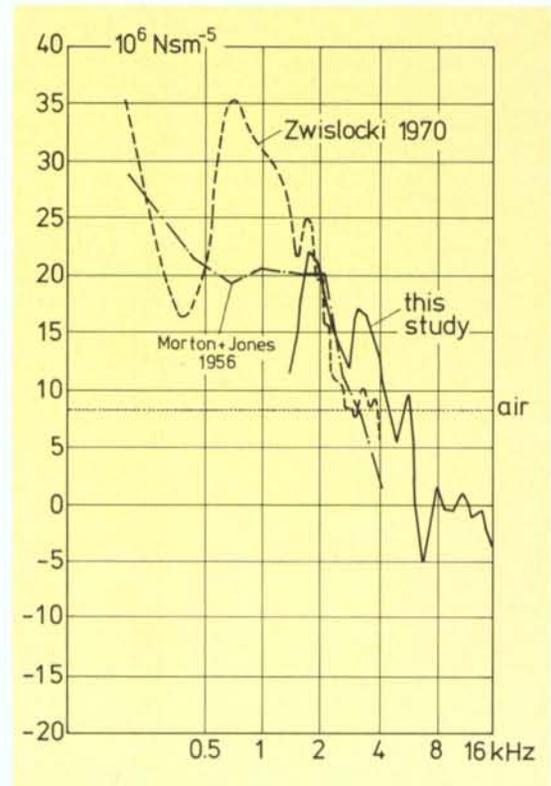


Abb. 6 Trommelfell-Impedanz, Realteil, Vergleich unterschiedlicher Ergebnisse

Fig. 6 Eardrum impedance, resistive part, comparison of different results

air = Luft

c Schallausbreitung-Geschwindigkeit im Kanal

$\beta = \frac{\omega}{c}$ Phasenkoeffizient

$\underline{H}(f)$ komplexe Übertragungsfunktion zwischen dem Meßpunkt am Ohrkanaleingang und dem am Trommelfell

Tatsächlich wurde der Schalldruck nicht im Trommelfellzentrum gemessen, sondern 2 mm davor. Dies kompliziert die Berechnung etwas, ändert am Prinzip aber nichts.

Abb. 5 zeigt die Betragskurve sowie die Kurve von Real- und

the impedance with which the tube is terminated. If one assumes that the ear canal is approximately a lossless tube with constant diameter, the problem reduces to plain transmission line theory. There is only one difficulty: The eardrum does not form a plane that terminates the canal perpendicularly, but it is arranged in an oblique position as indicated in Fig. 4. Transmission line theory however only supplies us with the impedance in perpendicular reference planes. We therefore chose a plane through the center of the eardrum as our specific reference plane.

The formula for the calculation of the impedance in this plane

Wer Verantwortung trägt, braucht den starken Partner!

Verantwortung
für leidende
Menschen.
Alternde Menschen.
Verantwortung
für ihre soziale
Integration.
Der Hörgeräte-
Akustiker
steht nicht
allein . . .

Zur Seite
hat er Bosch.
Mit der Grund-
lagenforschung,
Produktentwicklung
und dem
technischen Wissen.



Hinter Ihnen steht
BOSCH

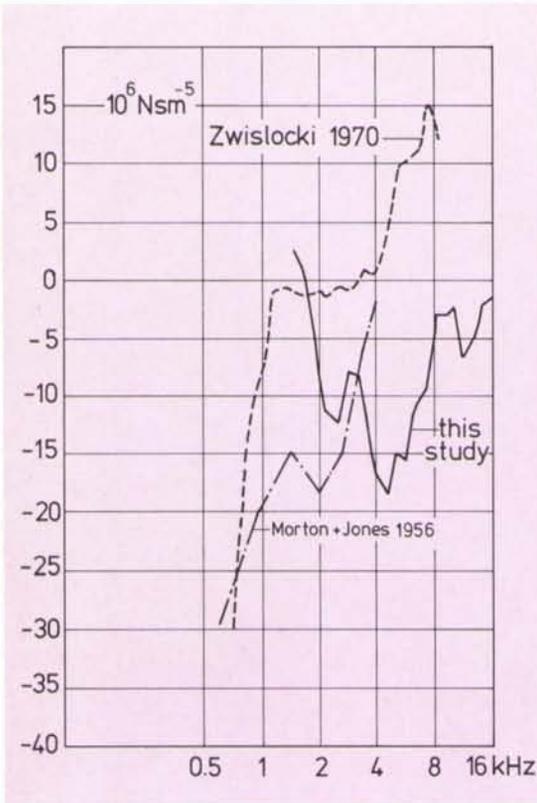


Abb. 7 Trommelfell-Impedanz, Imaginärteil, Vergleich unterschiedlicher Ergebnisse

Fig. 7 Eardrum impedance, reactive part, comparison of different results

Imaginärteil der Impedanz in der Trommelfell-Bezugsebene. Wie bereits oben erwähnt, wurde der Ohrkanal als Meßleitung verwendet, um seine eigene Abschlußimpedanz zu bestimmen. Von Meßleitungen ist bekannt, daß sie nur dann sinnvolle Ergebnisse liefern, wenn ihre Länge in der Größenordnung von wenigstens einer viertel Wellenlänge liegt. In dem hier vorliegenden Falle erreicht der Meßfehler bei Frequenzen unterhalb ca. 1,3 kHz die Größe der interindividuellen Abweichungen. Unsere Ergebnisse sind nur oberhalb dieser Frequenz verwendbar.

In Abb. 6 werden unsere Ergebnisse mit denen von *Zwislocki* 1970 [7] einerseits und denen von *Morton* und *Jones* 1956 [8] andererseits verglichen. Diese Autoren haben ihre Daten mit akustischen Brücken anordnungen gemessen. Man erkennt eine gewisse Übereinstimmung mit unseren Ergebnissen im

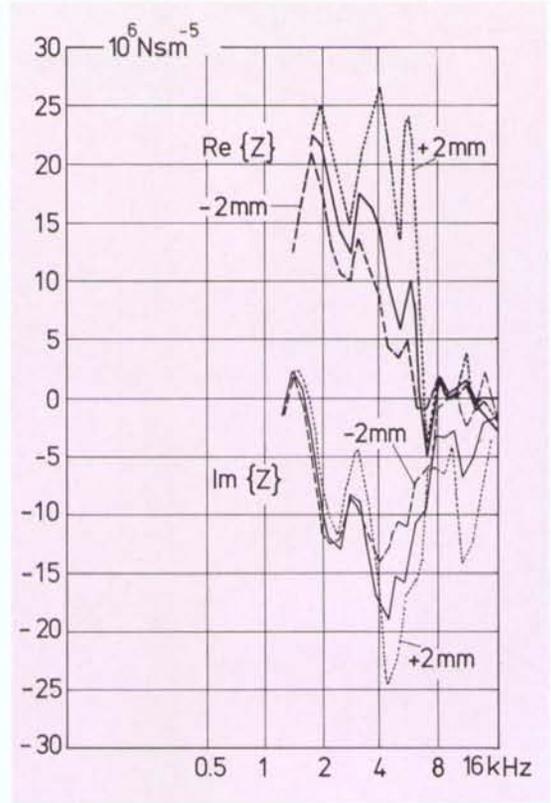


Abb. 8 Effekt einer Verschiebung der Bezugsebene auf die berechnete Trommelfell-Impedanz

Fig. 8 Effect of reference plane shifting on the calculated eardrum impedance

from the pressures at the center of the eardrum and at the canal entrance respectively is

$$\underline{Z}_{\text{drum}} = \frac{j\rho c A^{-1} \sin\beta l}{H(f)^{-1} - \cos\beta l}$$

where

- l distance between pick-up-points
- A area of the canal
- ρ density of the air in the canal
- c velocity of sound

$$\beta = \frac{\omega}{c} \quad \text{phase coefficient}$$

$H(f)$ complex transfer function between the pick-up-point at the earcanal entrance and that at the eardrum

Das Problem

Hörminderungen werden in der Regel erst dann erkennbar, wenn sich echte Schwierigkeiten im Umgang mit anderen Menschen eingestellt haben. Schnelle und vor allem wirkungsvolle Hilfe ist hier entscheidend.

Die Facharzt-Diagnose

Der HNO-Arzt stellt Art und Umfang der Hörminderung fest. Dies ist die Grundlage der Therapie.

Hilfe durch den Hörgeräte-Akustiker

Medizinisch und technisch ausgebildet, ermittelt der Hörgeräte-Akustiker mit Hilfe der Sprach-Audiometrie die speziellen Hörprobleme des Patienten im Hinblick auf den Einsatz des richtigen Hörgeräts.

Das Hörgerät

Höchste Qualität und modernste technische Ausstattung sollten gewährleistet sein. Zielgenaue Auslegung in Richtung spezieller Hörminderungen mit gleichzeitiger individueller Anpassungsmöglichkeit kommen der Arbeit des Hörgeräte-Akustikers zugute.

Die Anpassung

Fachgerechte Fertigung des Ohrstücks und die Anpassung des Hörgeräts sind immer wieder ein kleines Meisterstück handwerklich-technischen und audiometrischen Könnens.

Der Erfolg

Je stärker alle für die Behandlung wichtigen Stationen aufeinander eingehen, desto effektvoller wird die gemeinsame Leistung – die Hilfe am Geschädigten.

Oticon-Geräte in den Händen des Fachmanns



Hoher Leistungsstandard der medizinisch-technischen Betreuung und des Hörgeräts sind wichtige Grundlage für den Erfolg jeder Behandlung.

Unser Beitrag:
Forschung,
Entwicklung und
Herstellung
modernster Hörgeräte für fast alle
Arten von
Hörminderungen.

Die Leistungs-



Gemeinschaft

OTICON GmbH
Postfach 501 180
2000 Hamburg 50
Telefon (0 40) 3817 81

OTICON S. A.
Wassergasse 44
CH-9000 St. Gallen
Telefon 0 71-23 22 60

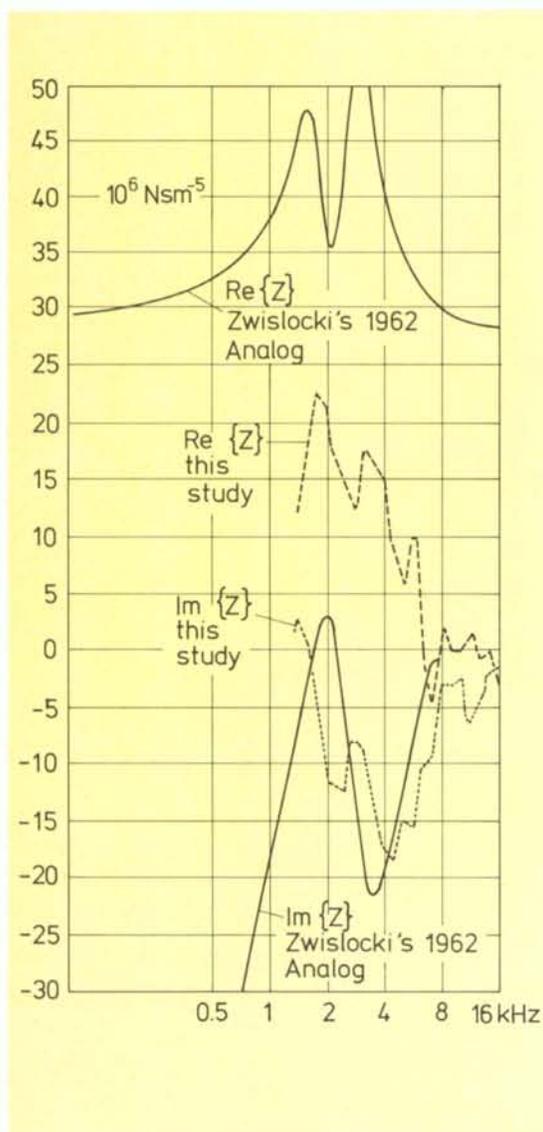


Abb. 9 Vergleich der Ergebnisse dieser Arbeit mit Zwislockis Analogmodell von 1962

Fig. 9 Comparison of the results of this study with Zwislocki's 1962 analog model

Zwislockis 1962 Analog
= Zwislockis Analogmodell (1962)

Im [Z] Zwislockis 1962 Analog
= Imaginärteil von [Z] Zwislockis Analogmodell (1962)

In fact we did not pick up the pressure at the eardrum center but 2 mm in front of it. This complicates the calculation a little bit but does not alter the principle.

Fig. 5 shows absolute values as well as resistive and reactive parts of the impedance as calculated for the eardrum reference plane. As has been mentioned, we used the ear canal as a measuring line to measure its own termination. It is known that measuring lines supply reasonable results only when their length is on the order of at least a quarter wave length. In our case for frequencies below ca. 1.3 kHz the error of measurement approaches the order of inter-individual differences. The data are only reliable for frequencies above this limit.

In Fig. 6 we compare our data with those of Zwislocki 1970 [7] on the one hand and Morton and Jones 1956 [8] on the other hand. The data of these authors have been measured with acoustical bridge arrangements. We find a reasonable fit of the curves in the region above about 1.5 kHz. The bridge data end at 4 kHz for the resistive part. Our data show that the curve tends to approach zero above 4 kHz. This has been confirmed by Mehrgardt (1975 [9]) in the meantime, though still unexplained physically.

The negative values of the resistive part near 8 kHz must be due to inaccuracies of the impulse method, which increase again at high frequencies due to the signal-to-noise-ratio of the probe microphone.

The reactive parts of our results do not fit the data of the other two authors (Fig. 7). Our first guess to explain this gap was that the differences may be due to different definitions of eardrum impedance. As previously explained our eardrum impedance is defined as the impedance in a perpendicular reference plane and so includes a certain amount of the air in the canal. This air could become apparent as an additional reactance compared with the data of the authors which used acoustical bridges.

To study this hypothesis we shifted the assumed reference plane by computation. The effect is shown in Fig. 8. The minus sign means shifting towards the canal entrance. But although the reactive as well as the resistive parts are varied considerably by the shifting, the effect does not suffice to fit our data to, for example, that of Zwislocki 1970 [7].

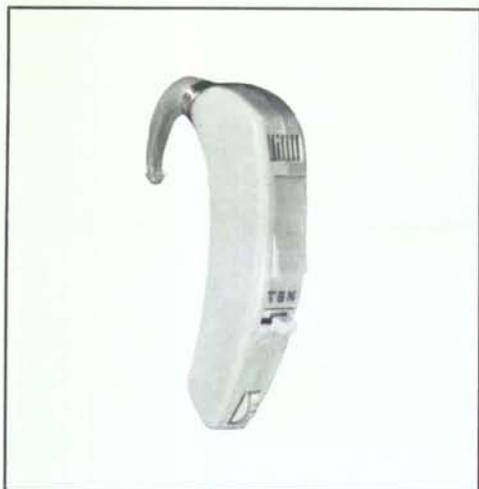
We must conclude that our impulse method data cannot be brought into agreement with the bridge data, not even in the region between ca. 2 kHz and 5 kHz in which the impulse method should be sufficiently accurate. We shall try to improve our method by regarding the nonconstant area function of the ear canal. This work is under progress by H. Hudde.

As a conclusion Fig. 9 shows a comparison of our data with the old middle ear model of Zwislocki 1962 [10]. Surprisingly

Discriminator II EL

H 46

RICHTMIKROFON

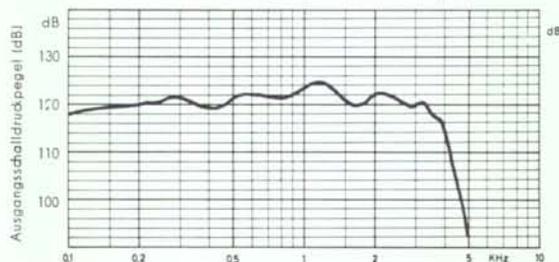


Technische Daten:

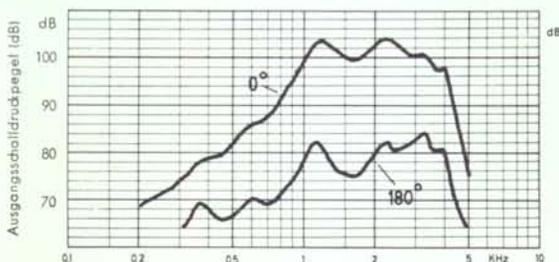
Akustische Verstärkung bei 1000 Hz	52 dB \pm 2 dB
nach DIN/HAIC	47 dB
Max. Ausgangsschalldruck	
bei 1000 Hz	124 dB \pm 2 dB
nach DIN/HAIC	123 dB
Vor- und Rückwärtsverhältnis des Richtmikrofons	\geq 20 dB
Ausgangsschalldruck absenkbar um (PC)	15 dB
Telefonspulenempfindlichkeit (10 mA/m)	110 dB
Frequenzbereich	450 – 5700 Hz
Batteriespannung	1,4 V
Stromverbrauch	1,8 mA
Lebensdauer der Batterie (z. B. SP 675)	ca. 130 Std.

Dieses Gerät ist dem neuesten Stand der Technik angepaßt, d. h. eines der modernsten auf dem Markt. Das Elektret-richtmikrofon ermöglicht ein Hören frei von störenden Umgebungsgläuschen. **Verzerrungsfrei** – durch die gleichmäßige Unterdrückung des rückwärts einfallenden Schalls über den vollen Frequenzbereich.

Maximaler Ausgangsschalldruckpegel



Normale akustische Wiedergabekurve



WILLCO-DISCRIMINATOR[®]

Das Zeichen für zukunftsweisende Richtmikrofontechnik.

Das bedeutet: Sprachverständlichkeit 100 % besser! Keine Verzerrung des rückwärtigen Schalls! Ultra-cardiod Richtmikrofon!



Willco Hörgeräte
 2 Hamburg 62
 Essener Straße 91-93
 Tel. (0 40) 5 27 98 55

Bereich oberhalb 1,5 kHz. Die mit Brücken gewonnenen Daten enden oberhalb 4 kHz, jedenfalls bezüglich des Realteils. Unsere Kurve tendiert gegen Null oberhalb 4 kHz; dieses Verhalten wurde in der Zwischenzeit von Mehrgardt 1975 [9] bestätigt, wenn es auch physikalisch noch völlig unerklärt ist.

Die negativen Werte des Realteils um 8 kHz müssen auf Meßfehler der Impulsmethode zurückgeführt werden. Diese steigen nämlich, infolge des geringer werdenden Geräusch-Spannungsabstandes der Sondenmikrophone, zu hohen Frequenzen hin wieder an.

Der Imaginärteil unserer Ergebnisse stimmt mit denjenigen der anderen Autoren nicht überein (Abb. 7). Unser erster Versuch, diesen Widerspruch zu erklären, bestand darin, die Unterschiede auf die unterschiedlichen Definitionen der Trommelfell-Impedanz zurückzuführen. Wie schon weiter oben gesagt wurde, ist von uns die Trommelfell-Impedanz als Impedanz in einer senkrecht zum Kanal stehenden Bezugsebene definiert, welche das Zentrum des Trommelfells schneidet. Diese Definition schließt einen gewissen Luftanteil ein, der sich als zusätzlicher reaktiver Anteil bemerkbar machen kann, wenn man Vergleiche mit den Ergebnissen derjenigen Autoren anstellt, die mit akustischen Brücken gemessen haben.

Um diese Hypothese zu untersuchen, haben wir die angenommene Bezugsebene mit Hilfe unseres Rechnerprogrammes verschoben. Der Effekt ist in Abb. 8 gezeigt. Das Minuszeichen bedeutet eine Verschiebung in Richtung auf den Ohrkanaleingang. Obwohl jedoch der Imaginär- wie der Realteil sich infolge der Verschiebung deutlich ändern, reicht der Effekt der Verschiebung nicht hin, um zum Beispiel die Daten denen von Zwislocki 1970 [7] anzunähern.

Zusammenfassend ist zu sagen, daß die Ergebnisse unserer Impulsmessungen mit denen von Brückenmessungen nicht in Einklang gebracht werden konnten, noch nicht einmal im Frequenzbereich zwischen 2 und 5 kHz, in dem die Impulsmethode durchaus zuverlässig sein sollte. Es wird versucht werden, die Impulsmethode dadurch zu verbessern, daß die Querschnittsvariationen des Ohrkanals in die Rechnung einbezogen werden. H. Hudde ist mit dieser Aufgabe beschäftigt.

Anstelle einer Schlußfolgerung sei Abb. 9 angegeben. Dort werden die Impulsmethode-Ergebnisse mit dem alten Mittelohrmodell von Zwislocki 1962 [10] verglichen. Überraschenderweise stimmen die Imaginärteile fast überein, und die Realteile haben bis auf einen konstanten, additiven Term weitgehend gleichen Verlauf. Diese Übereinstimmung mag zufällig sein. Andererseits sollte man bedenken, daß das Modell von Zwislocki 1962 [10] nicht nur auf Meßdaten fußt, sondern physiologische Zusammenhänge berücksichtigt.

the reactive parts are almost the same and the reactive parts have the same structure, differing only by a constant additive term. This correspondence may be an accidental one. But it has also to be considered, that the 1962 model of Zwislocki [10] was not based on measured data only but on physiological evidence as well.

Literatur/References

- [1] Blauert, J.; Laws, P. and Platte, H.-J.: Impulsverfahren zur Messung von Außenohrübertragungsfunktionen, *Acustica* 31 (1974) 35-41
- [2] Blauert, J.: Räumliches Hören, S. Hirzel Verlag Stuttgart, 1974, 49-50
- [3] Wiener, F. M. and Ross, D. A.: The pressure distribution in the auditory canal, *J. Acoust. Soc. Amer.* 18 (1946) 401-408
- [4] Djupesland, G. and Zwislocki, J. J.: Sound pressure distribution in the outer ear, *Scandinavian Audiology* 1 (1972) 197-203
- [5] Mellert, V.: Richtungshören in der Medianebene und Schallbeugung am Kopf, Dissertation, Universität Göttingen, 1971
- [6] Blauert, J. and Laws, P.: Audibility of group delay distortions, 1976 (paper under compilation)
- [7] Zwislocki, J. J.: An acoustic coupler for earphone calibration, Report LSC - 5 - 7, National Aeronautics and Space Administration Washington D.C., 1970
- [8] Morton, J. Y. and Jones R. A.: The acoustical impedance presented by some human ears to hearing-aid earphones of the insert type, *Acustica* 6 (1956) 339-345
- [9] Mehrgardt, S.: Die Übertragungsfunktion des menschlichen Außenohres, Richtungsabhängigkeit und genauere Bestimmung durch komplexe Strukturmittelung, Fortschritte der Akustik (DAGA '75) 357-360, Physik-Verlag, Weinheim, 1975
- [10] Zwislocki, J. J.: Analysis of the middle-ear function. Part I: Input impedance, *J. Acoust. Soc. Amer.* 34 (1962) 1514-1523

Audio Mini

Für Ihre anspruchsvollen und kosmetikbewußten Klienten gibt es innerhalb der Audio-Serie zwei neue, interessante Geräte, welche die Bezeichnung "Mini" zu recht tragen. Doch so klein die Geräte A 10 und A 11 auch sind - in Bezug auf komfortable Bedienungsmöglichkeiten wurde kein Kompromiß eingegangen. Es sind die selben griffigen Bedienungselemente, die man von den anderen Geräten der

Audio-Serie her kennt. Auch in akustischer Hinsicht sind beide "Minis" natürlich ausgewachsene HdO-Geräte.

Zielgruppe für diese Neuheiten sind alle die Hörbehinderten, die, ohne einen Abstrich an der Qualität hinzunehmen, ein sehr kleines und unauffälliges HdO-Gerät haben wollen oder müssen (wie z. B. Kinder oder auch Erwachsene mit besonders kleinen Ohrmuscheln).



Audio Mini A 10

Superkleines HdO-Gerät mit frontaler Schallaufnahme. Schalter für Ein/Aus auf bewährte Weise mit dem Batteriefach kombiniert. Der maximale Ausgangsschalldruck läßt sich begrenzen.



beide Geräte in Originalgröße!

Audio Mini Direct A 11

Dieses Gerät hat sogar ein Richtmikrofon! Auch für das A 11 gilt: leichte Bedienbarkeit, großer griffiger Schalter und Lautstärkeregler. Die Möglichkeit der Begrenzung des maximalen Ausgangsschalldrucks besteht ebenfalls.

micro·technic®

Verbesserte Eingangs- und Ausgangsbedingungen beim Messen von Hörgeräten

Werner A. T. Güttner

Zusammenfassung Um die Trageweise des Hörgerätes und die akustische Belastung des Hörers durch das natürliche Ohr zu simulieren, wurde sowohl eine Körperrückbildung als auch der »Zwislocki-Kuppler« von einer Forschergruppe im Hinblick auf eine verbesserte Meßmethodik entwickelt bzw. technisch verbessert. Mit diesen Eingangs-Ausgangsbedingungen lassen sich die Ergebnisse von Hörgeräte-Eigenschaften wirklichkeitsnäher mit denen der Sprachverständlichkeit vergleichen. Die wirksame akustische Wiedergabekurve des Hörgerätes läßt sich einfach und reproduzierbar ermitteln. Sie ist mit der »Freifeld-Wiedergabekurve« identisch, die durch subjektiven Lautstärkevergleich zweier Schallpegel, nämlich den des Hörgerätes am Ohr und den im freien Schallfeld vorhandenen, ermittelt wird.

Die akustischen Daten des Hörgerätes werden weltweit nach den Standardempfehlungen der IEC [1] gemessen: Hierbei wird das Hörgerät im freien Schallfeld angeordnet. Der Eingangsschallpegel wird auf einen Meßpunkt in der ebenen fortschreitenden Welle bezogen, in dem der Schallpegel praktisch gleich mit dem an der Einsprache-Öffnung des Hörgerätes ist. Der Ausgang des Hörgerätes wird mit dem 2 cm³-Kuppler [2] verbunden, in dem der Ausgangsschallpegel ermittelt wird. Die akustische Verstärkung wird auf die Differenz dieser am Ausgang und Eingang vorhandenen Schallpegel bezogen.

Das Meßergebnis berücksichtigt weder die Trageweise des Hörgerätes noch die akustische Belastung des Hörers durch das natürliche Ohr. Tatsächlich wird aber bereits der Schallpegel L_{FS}, der im freien Schallfeld (»FS«) von einer ebenen fortschreitenden Welle herrührt, auf seinem Weg zum Trommelfell durch Beugung und Streuung an der Kopfoberfläche und durch Resonanzeffekte im Gehörgang verändert. Es findet also eine Schalldruck-Transformation vom freien Schallfeld zum Trommelfell statt.

In Abb. 1 sind die Gründe für die sich ausbildende Veränderung des Schallpegels zusammengestellt und in Abb. 2 der am Trommelfell auftretende Schallpegel L_{TO} (Indices: »T« für Trommelfell, »O« für ohne Hörgerät) als Funktion der Frequenz für die den Kopf von vorn treffende Schallwelle aufgezeichnet [3]. Zum Messen dieses Schallpegels L_{TO} kann ein Sondenmikrofon benutzt werden, dessen Schallaufnahme unmittelbar vor dem Trommelfell fixiert ist.

Wird ein Hörgerät, z. B. ein HdO-Gerät, getragen, so kommt eine andere Schalldruck-Transformation am Trommelfell zustande (siehe Abb. 3). Das Mikrofon entnimmt den Schallpegel am Aufnahmeort und nicht am Ohreingang. Dieser Ort kann bei HdO-Geräten hinter der Ohrmuschel, auf ihr oder auch vor ihr liegen. Dort kann der Schallpegel erheblich von dem abweichen, der normalerweise am Ohreingang vorhanden ist. Dieser aufgenommene Schallpegel wird nunmehr vom Hörgerät verstärkt in den Gehörgang abgegeben. Durch die Resonanz des mit dem Ohrpaßstück versehenen Gehör-

The acoustic data of a hearing aid are measured the world over in accordance with the IEC [1] Standard Recommendations: for this purpose, the hearing aid is arranged in the free sound field. The input pressure level is correlated to a measuring point in the plane progressive wave in which the sound level is practically identical to that at the sound inlet of the hearing aid. The output of the hearing aid is connected to the 2-cm³ coupler [2] in which the output sound pressure level is ascertained. The acoustic gain is related to the difference between the sound levels present at the input and output.

The result of the measurement allows neither for the mode of wearing the hearing aid nor for the acoustic load thrown on the receiver by the natural ear. In practice, however, the sound level L_{FS} originating in the free sound field (»FS«) from a plane progressive wave, is already altered by diffraction and scattering on the head surface and by resonance effects in the ear canal on its way to the eardrum. This means that a sound pressure transformation takes place on the way from the free sound field to the eardrum.

Fig. 1 give the reasons for the developing variation of the sound level, and in Fig. 2 the sound level L_{TO} (indices: »T« stands for eardrum, »O« for unaided hearing) occurring at the eardrum is registered as a function of the frequency for the sound waves hitting the head from the front [3]. For the measurement of this sound level L_{TO} a probe microphone can be used whose sound pick-up is arranged immediately in front of the eardrum.

When an ear-level hearing aid, such as a behind-the-ear instrument, is worn, a different transformation of the sound pressure is brought about at the eardrum (see Fig. 3). The microphone takes the sound level present at the point of pick-up and not that prevailing at the entrance to the ear. This pick-up location can be behind the concha, when behind-the-ear instruments are used, but it can also be situated on the concha or in front of it. At these points the sound level can considerably deviate from that which is normally present at the ear entrance. The sound level picked up is amplified by the hearing aid and passed on to the ear canal. Owing to the

Improved Input and Output Conditions for the Measurement of Hearing Aids

Summary In order to simulate the mode of wearing, the hearing aid and the acoustic pressure exercised on the receiver by the natural ear, both a manikin and the "Zwislocki coupler" were developed and technically refined by a research group with a view to providing an improved method of measurement. Based on these input/output conditions the results of hearing-aid properties can be compared more realistically with those of the speech intelligibility. The "insertion acoustic frequency response curve" of a hearing aid can be ascertained in a simple and reproducible manner. It is identical to the "subjective frequency response curve" which is determined by a subjective volume comparison of 2 sound levels, i. e. the level of the ear-worn hearing aid and that present in the free sound field.

Abb. 1 Schallpegel-Transformation
Fig. 1 Sound Level Transformation

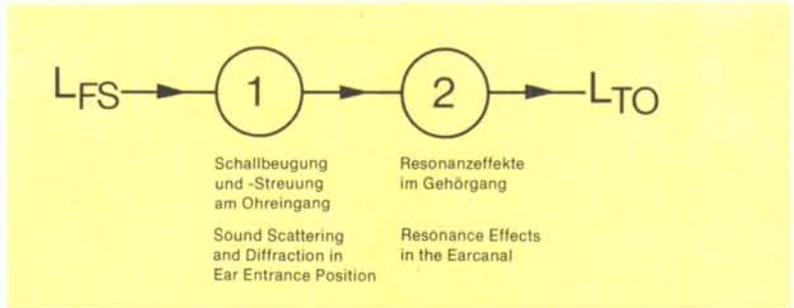


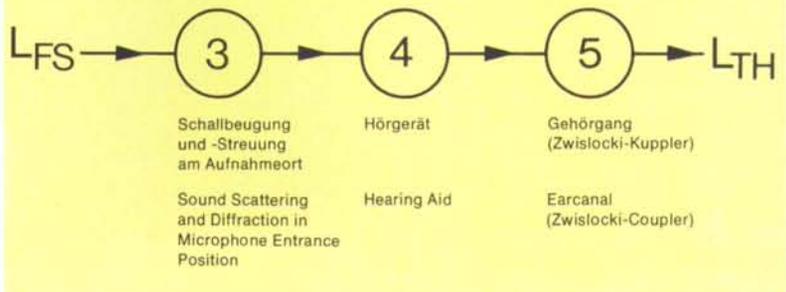
Abb. 2 Schallfeld-Transformation
(Freies Schallfeld → Trommelfell)

Fig. 2 Sound Level Transformation
(Free field → Eardrum)



Abb. 3 Schallpegel-Transformation mit Hörgerät

Fig. 3 Sound Level Transformation with Hearing Aid



ganges entsteht der Schallpegel L_{TH} (Index: »H« für Hörgerät) am Trommelfell.

Für die Ermittlung eines optimalen Hörgerätes, das entsprechend dem Hörschaden angepaßt ist, sind diejenigen Wiedergabedaten von Interesse, die unmittelbar mit den Meßergebnissen der Sprachaudiometrie im freien Schallfeld vergleichbar sind: d. i. die »wirksame akustische Wiedergabekurve« des Hörgerätes. Sie ergibt sich aus der Differenz des Schallpegels am Trommelfell bei getragenen Hörgerät (L_{TH}) und desjenigen am Trommelfell bei offenem Gehörgang (L_{TO}), wobei in beiden Fällen die gleiche ebene Schallwelle im freien Schallfeld zur Ermittlung der Daten benutzt wird. Solche Messungen ließen sich zwar prinzipiell mit einem Sondenmikrofon auch am Patienten durchführen [4], so daß die wirksame akustische Wiedergabe und das Sprachverständlichkeits-Ergebnis miteinander zu vergleichen wären. Das Problem der Klassifizierung von Hörschäden und dazu passenden Hörgeräten könnte einer Lösung zugeführt werden. Aber das Verfahren ist wegen der Möglichkeit von gefährdenden Verletzungen im Gehörgang durch die Mikrofonsonde kaum praktikabel.

Die für Hörgeräte zuständige Arbeitsgruppe der IEC ist zur Zeit dabei, verbesserte, der Wirklichkeit angenäherte Eingangs- und Ausgangsbedingungen zum Messen der Übertragungseigenschaften aufgrund verschiedener Arbeiten [5, 6, 7, 8] festzulegen. Von einer Forschungsgruppe [9, 10, 11] wurde eine bemerkenswerte Lösung eingebracht, die zum Beispiel bereits in den USA von den maßgebenden Forschungs- und Gutachterstellen praktiziert wird: eine Nachbildung des Menschen wird benutzt, so daß das Hörgerät entsprechend seiner Trageweise angebracht werden kann. Der Kopf der Nachbildung enthält Kuppler mit den akustischen Eigenschaften des normalen Ohres [12, 13].

Um die akustischen Beugungserscheinungen am Ohr der Wirklichkeit anzupassen, mußte ein großer Teil des Oberkörpers und der Arme nachgebildet werden. Dieser menschliche Torso - KEMAR - wurde nach den durchschnittlichen Abmessungen von über 4000 Personen entwickelt (siehe Abb. 4). Seine Abmessungen stimmen im Detail innerhalb von 4 Prozent mit den entsprechenden Durchschnittswerten überein. Die Gehörgänge des Kopfes dieser Nachbildung enthalten weiterentwickelte »Zwislocki-Kuppler« als akustisches Abbild der Ohren. Dieser Kupplertyp (siehe Abb. 5), dessen Eigenschaften durch technische Verbesserungen zeitlich stabil bleiben, hat einen zylinderförmigen Hohlraum in einem Messingkörper. Um die gleiche Impedanz wie die des Trommelfells zu erhalten, sind an ihn vier verschieden abgestimmte und gedämpfte Helmholtz-Resonatoren angekopelt. Durch einen Anschlußkörper, der das Ohrpaßstück imitiert und der zum Beispiel die gleiche Schalleitung wie der Einsatz beim 2 cm³-Kuppler haben kann, wird der vom Kopfhörer erzeugte Schall zugeführt und mit einem 1/2"-

resonance of the ear canal fitted with the earmold, the sound level L_{TH} (index: "H" stands for hearing aid) builds up at the eardrum.

For the ascertainment of a hearing aid which optimally fits the respective hearing loss those frequency response data are of interest which are directly comparable with the measured results of speech audiometry in the free sound field, i.e. the "insertion acoustic frequency response curve" of the hearing aid. It results from the difference between the sound level at the eardrum with the hearing aid fitted (L_{TH}) and that present at the eardrum with an open ear canal (L_{TO}), the same plane sound wave in the free sound field being utilized in either case for the ascertainment of the values. Such measurements could also be carried out, in principle, with a probe microphone on the patient [4] so that the insertion acoustic frequency response and the speech intelligibility can be compared with each other. The problem associated with the classification of hearing damage and the selection of the appropriate hearing aid could be solved. But the procedure is hardly feasible on account of the risk of injuring the ear canal by the microphone probe.

At present, the IEC work group for hearing aids is concerned with establishing, based on research work in this field, improved and more realistic input and output conditions for the measurement of the transmission properties [5, 6, 7, 8]. A research group [9, 10, 11] submitted a remarkable solution which has already been applied in the United States by the competent research and expert bodies. On a phantom of the human body (manikin) the hearing aid is fitted as under practical wearing conditions. The head of the manikin contains the coupler with the acoustic properties of the normal ear [12, 13].

In order to adapt the acoustic phenomena of diffraction at the ear to reality, a large portion of the trunk and arms had to be simulated. This manikin - KEMAR - was developed on the basis of the average dimensions of over 4,000 persons (see Fig. 4). Its dimensions coincide in detail with the corresponding average values to within 4 per cent. The ear canals of the head of this manikin contain improved "Zwislocki couplers" as an acoustic simulation of the ears. This coupler type (see Fig. 5) whose properties are kept stable in time by technical improvements incorporates a cylindrical cavity in a brass body. In order to obtain the same impedance as that of the eardrum, four differently tuned and attenuated Helmholtz resonators are connected to it. The sound produced by the headphone is fed to the ear by means of a connection piece which simulates the earmold and which can have the same sound conduction as the insert of the 2-cm³ coupler and this sound is then measured with a 1/2" condenser microphone. With deep frequencies down to 500 Hz the sound pressure level in the Zwislocki coupler is essentially identical to that occurring at the eardrum provided that the earmolds ensure a

Abb. 4 Körpernachbildung »KEMAR«

Fig. 4 Phantom of the human Body (Manikin) "KEMAR"

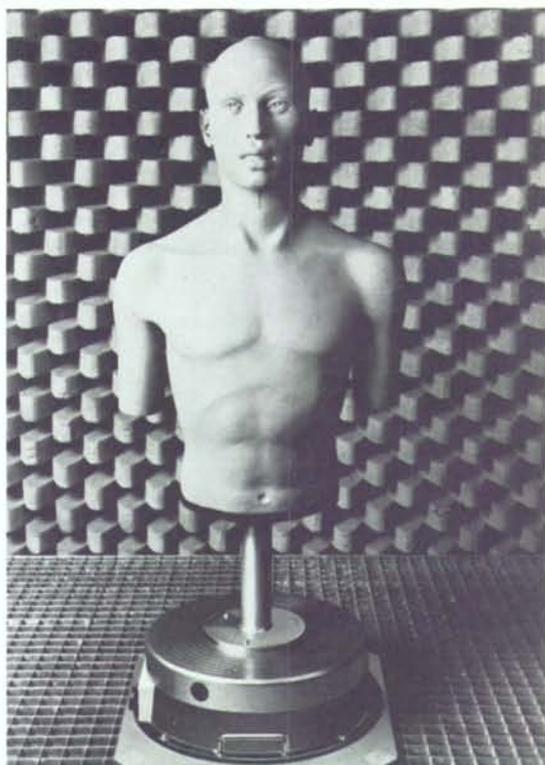
Kondensatormikrofon gemessen. Bei tiefen Frequenzen bis 500 Hz ist der Schalldruckpegel im Zwislocki-Kuppler im wesentlichen identisch mit dem am Trommelfell auftretenden, vorausgesetzt, daß das Ohrpaßstück den Gehörgang dicht abschließt. Der Mittelwert des äquivalenten Volumens des geschlossenen Gehörganges ist nämlich mit etwa $1,2 \text{ cm}^3$ dem dieses Kupplers gleich. Im Frequenzgebiet von 500 bis 5000 Hz beträgt die durchschnittliche Pegeldifferenz zwischen natürlichem Ohr und Zwislocki-Kuppler nicht mehr als $\pm 2 \text{ dB}$ [5].

Mit dieser Körpernachbildung und dem eingebauten Zwislocki-Kuppler läßt sich die wirksame akustische Wiedergabekurve in einfacher Weise messen. Die Meßergebnisse gelten allerdings nicht für den individuellen Hörgeschädigten, jedoch für die Mittelwerte der anatomischen Körperabmessungen und der akustischen Daten der Ohren.

Die wirksame akustische Verstärkung als Funktion der Frequenz läßt sich zum Beispiel mit der Substitutionsmethode in folgender Weise messen: In dem Generator, der den Lautsprecher im freien Schallfeld erregt, ist bereits die frequenzabhängige Schalldruck-Transformation gespeichert. Der Schallpegel, der also am Meßmikrofon des offenen Zwislocki-Kupplers ankommt, ist bereits für alle Frequenzen konstant. Wird also das Hörgerät an der Körpernachbildung in Trageposition angebracht und mit diesem Kuppler verbunden, so kann die wirksame akustische Wiedergabekurve direkt registriert werden.

Auch die Komparationsmethode kann verwendet werden. Dazu sind zwei Kuppler erforderlich, die in den Ohren der Körpernachbildung eingebaut worden sind.

Unter der Voraussetzung einer anatomischen Symmetrie des Kunstkopfes wird der Schallpegel in dem mit dem Hörgerät abgeschlossenen Kuppler (LTH) mit dem verglichen, der im



complete seal of the ear canals. The average value of the equivalent volume of the occluded ear canal is about $1,2 \text{ cm}^3$, i.e. identical to that of the coupler. In the frequency range from 500 to 5000 Hz the average level difference between the natural ear and the Zwislocki coupler is no more than $\pm 2 \text{ dB}$ [5].

With this simulation of the human body and the build-in Zwislocki coupler the insertion acoustic frequency response curve can be measured in a simple manner. The measured results, however, are not applicable to the hearing-handicapped person but they hold good for the mean values of the anatomical body dimensions and the acoustic data of the ears.

The insertion acoustic gain as a function of frequency can be measured e.g. by means of the method of substitution in the following manner: The frequency-dependent sound pressure transformation is already stored in the generator which excites the loudspeaker in the free sound field. Consequently, the sound level arriving at the measuring microphone of the open Zwislocki coupler is already constant for all frequencies. Thus, when the hearing aid is fitted in the wearing position on

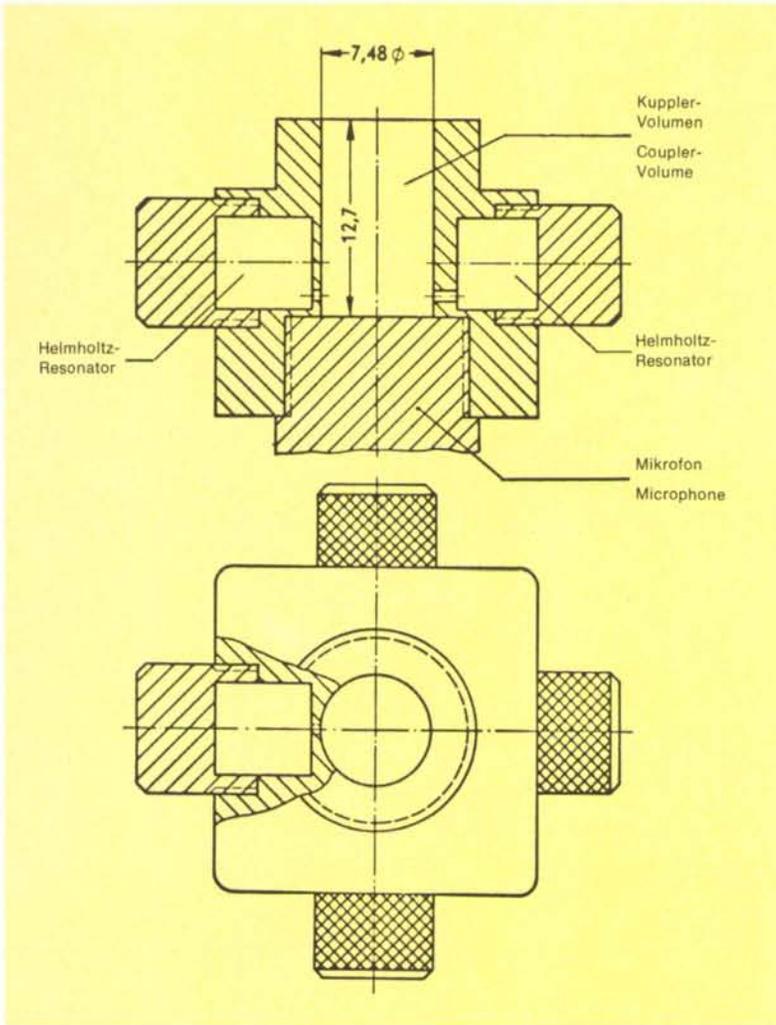


Abb. 5 Zwislocki-Kuppler
für Hörgeräte
(Maße in mm)

Fig. 5 Zwislocki-Coupler
for Hearing Aids
(Dimensions in mm)

offenen Kuppler der anderen Kopfseite bei allen Frequenzen mit dem Regelkreis des Tonfrequenz-Generators konstant gehalten wird. Die Ungenauigkeit der akustischen Unsymmetrie der beiden Kopfseiten bis 9 kHz ist praktisch gleich der bei der Standardmethode.

Die mit diesem Verfahren gemessenen wirksamen akustischen Wiedergabekurven sind übrigens identisch mit den »Freifeld-Wiedergabekurven«. Die Voraussetzung für die Ermittlung der Daten nach diesem Verfahren ist ein Bezugskopfhörer mit bekanntem Freifeld-Übertragungsmaß [14, 15]. Ein Hörgerät, dessen akustische Wiedergabekurve

the body phantom and connected to this coupler, the insertion acoustic frequency response can be recorded directly.

The method of comparison can also be used. For this, two couplers are required which are built into the ears of the manikin.

Provided that the artificial head is anatomically symmetric, the sound level in the coupler (L_{TH}) occluded by the hearing aid is compared with the sound level which in the open coupler on the other head side is kept constant at all frequencies by means of the regulating circuit of the

ermittelt werden soll, wird an dem einen Ohr eines normalhörenden Beobachters und der Bezugskopfhörer gleichzeitig an dem anderen Ohr getragen [16]. Der Zuhörer vergleicht die Lautstärke, die ihm abwechselnd vom Bezugskopfhörer und vom Hörgerät, das die senkrecht von vorn auf den Beobachter einfallende Schallwelle aufnimmt, dargeboten werden. Um eine hinreichende Genauigkeit für die gemittelte Wiedergabekurve zu erhalten, ist die Messung an mindestens 8 normalhörenden Personen durchzuführen.

Die Übereinstimmung der Kurven von wirksamer akustischer Wiedergabe und Freifeld-Wiedergabe gilt allerdings nur für Hörgeräte im Pegelbereich der linearen Dynamik. Dagegen können die beiden Kurven, die am selben Hörgerät mit einem automatischen Verstärkungsregler (AGC-Hörgerät) ermittelt worden sind, infolge der nichtlinearen Dynamik bei verschiedenen Eingangsparametern nicht identisch sein. Beim AGC-Gerät bestimmt nämlich der Aufnahmeschallpegel bei vorgegebener Position des Verstärkungsstellers die stabilisierte (eingeregelte) Verstärkung.

Im Gegensatz zum subjektiven Lautstärke-Vergleichsverfahren kann die wirksame akustische Wiedergabekurve mit Hilfe der Körpernachbildung objektiv, schnell und reproduzierbar gemessen werden. Sie beinhaltet also die Veränderung des Schallpegels am Trommelfell, die durch den wirklichen Aufnahmeort des Hörgeräte-Mikrofons hervorgerufen wird.

Mit diesen Hilfsmitteln können auch andere, die Wiedergabe betreffende Daten, wie zum Beispiel die nichtlinearen Verzerrungen, bestimmt werden, und diese Ergebnisse entsprechen dem subjektiven Empfinden besser. Denn infolge der Schalldruck-Transformation vom freien Schallfeld zum Trommelfell werden die Harmonischen anders bewertet als bei der Aufnahme nach den Standardbedingungen. Neue Ergebnisse werden gewonnen. So läßt sich zum Beispiel verstehen, weshalb sich mit zwei verschiedenen Hörgeräte-Bauarten, die fast gleiche, nach Standardempfehlungen bestimmte akustische Daten haben, unterschiedliche Anpassungsergebnisse ermittelt werden. Die wirksamen akustischen Wiedergabekurven zweier Bauarten können sich nämlich, zum Beispiel infolge der Trageweise des Hörgerätes oder des Ortes der Mikrophonöffnung, voneinander unterscheiden. Ebenso lassen sich hiermit die Eigenschaften solcher Hörgeräte erfassen, die zunehmend praktische Bedeutung bei der Anpassung erhalten haben wie zum Beispiel »Hochpaßgeräte« oder »CROS-Hörgeräte« [17] in Verbindung mit den Gehörgang nicht verschließenden Ohrpaßstücken. Schließlich können die Richtwirkungen von Hörgeräten für die jeweiligen Tragepositionen an der Körpernachbildung in einfacher Weise gemessen werden.

Die unter Standardbedingungen gemessenen Daten einer normalen akustischen Wiedergabekurve lassen sich in solche mit der Körpernachbildung und dem Zwislocki-Kuppler für Geräte derselben Bauart überführen, wenn auch die wirksa-

audio-oscillator. The inaccuracy of the acoustical asymmetry of the two head sides of up to 9 kHz is practically identical to that occurring with the standard method.

The insertion acoustic frequency response curves measured in accordance with procedure are, by the way, identical to the "subjective frequency response curves". A prerequisite for determining the data in accordance with this procedure is a reference headphone with known subjective frequency response characteristics [14, 15]. A hearing aid whose acoustic frequency response is to be ascertained is worn in the one ear of a person with normal hearing and the reference headphone in the other [16]. The listener then compares the volume which is fed to him alternately either by the reference headphone or by the hearing aid which picks up the sound wave hitting the test person perpendicularly from the front. In order to obtain a sufficient accuracy for the average frequency response curve, the measurement must be carried out at least on 8 persons with normal hearing.

The agreement between the insertion acoustic response curves and the subjective response curves applies only to hearing aids falling within the level range of the linear dynamics. By contrast, the two curves which were determined on the same hearing aid with an automatic gain control (AGC hearing aid), cannot be identical as a result of the non-linear dynamics with different input parameters. As far as the AGC hearing aid is concerned, the input sound level determines the stabilized gain with the gain control in a determined position.

In contrast to the subjective method of volume comparison the insertion acoustic frequency response curve can be measured with the aid of the body manikin in a objective, rapid, and reproducible manner. As a consequence, the frequency response curve includes the variation of the sound level at the eardrum caused by the actual pick-up point of the hearing aid microphone.

With these auxiliary means also other data associated with the frequency response, such as non-linear distortions, can be determined and these results correspond better to the subjective sensation. This is because, owing to the sound pressure transformation from the free sound field to the eardrum, the harmonics are evaluated in a manner different from that applicable to the pick-up under standard conditions. New results are won. This is the reason why e.g. different results are obtained in fitting two different instrument types featuring acoustic characteristics which are almost identical and agree with the standard recommendations. The insertion acoustic frequency response curves of two hearing-aid designs may differ as a result of, say, the way in which they are worn or depending on the location of the microphone aperture. In the same way, the properties of such hearing aids can be ascertained which have increasingly gained practical importance in fitting, such as the "high-pass instruments" or

me akustische Wiedergabekurve ermittelt wurde. Indessen ist die Umrechnung einer bekannten normalen akustischen Wiedergabekurve einer anderen Hörgeräte-Bauart in die wirksame akustische Wiedergabekurve nicht möglich.

Die Durchführung der Verfahren mit diesen Hilfsmitteln setzt allerdings ein freies Schallfeld, d.h. einen Raum mit schallabsorbierenden Wänden voraus, wenn die Ergebnisse exakt sein sollen.

"CROS hearing aid" [17] in conjunction with earmolds which do not occlude the ear canal. Finally, the directional characteristics of hearing aids can be measured in a simple manner for the prevailing wearing position of the manikin.

The data of a normal acoustic frequency response curve measured under standard conditions can be converted in those obtained with the body manikin and Zwislocki coupler for aids of the same design, whenever the insertion acoustic frequency response curve is ascertained as well. However, it is not possible to convert a known normal acoustic frequency response curve of another hearing aid design into the insertion acoustic frequency response curve.

The execution of the methods using these auxiliary means require a free sound field, i.e. a room with sound-absorbing walls, if the results have to be accurate.

Literatur/References

- [1] IEC-Publication 118, Recommended Methods for Measurements of the Electro-Acoustical Characteristics of Hearing Aids, Bureau Centr. de la Comm. Electrotechn. Int., Genève, Suisse, 1959
- [2] IEC-Publication 126, IEC Reference Coupler for the Measurement of Hearing Aids Using Earphones Coupled to the Ear by Means of Ear Inserts, Bureau Centr. de la Comm. Electrotechn. Int., Genève, Suisse, 1973, second edition
- [3] Shaw, E. A. G.: Transformation of Sound Pressure from the Free Field to the Eardrum in the Horizontal Plane, J. Acoust. Soc. Amer. 56 (1974) 1848
- [4] Dalsgaard, S. C. und Jensen, O. D.: Measurement of Insertion Gain of Hearing Aid, Int. Congr. on Acoustics, London 1974, Vol. 1, 205
- [5] Sachs, R. M. und Burkhard, M. D.: Earphone Pressure Response in Real Ears, 2 cc Coupler, and Zwislocki-Coupler, Rep. No. 200022-1, März 1972, Industrial Research Products Inc., Elk Grove Village, Ill.
- [6] Richter, U. und Diestel, H.-G.: Das Übertragungsmaß eines Einsteckhörers am menschlichen Ohr und an verschiedenen Kupplern, Zts. f. Hörgeräte-Akust. 12 (1973) 146
- [7] Diestel, H.-G.: Measurements on New Couplers for Insert Earphones, Int. Congr. on Acoustics, London 1974, Vol. 1, 217
- [8] Bruel, V. und Mitarbeiter: Impedance of Real and Artificial Ears, Druckschrift Bruel & Kjaer 1976
- [9] Burkhard, M. D. und Sachs, R. M.: An Anthropometric Manikin for Acoustic Research, Rep. NO. 20032-1, Nov. 1973
- [10] Burkhard, M. D.: A Manikin useful for Hearing Aid Tests, Int. Congr. on Acoustics, London 1974, Vol. 1, 210
- [11] Burkhard, M. D. und Sachs, R. M.: Anthropometric Manikin for Acoustic Research, J. Acoust. Soc. Amer. 58 (1975) 214
- [12] Zwislocki, J. J.: An Acoustic Coupler for Earphone Calibration, Rep. LSC-S-7, Laboratory of Sensory Communication, Syracuse University, Sept. 1970
- [13] Zwislocki, J. J.: A Ear-like Coupler for Earphone Calibration, Rep. LSC-S-9, Laboratory of Sensory Communication, Syracuse University, April 1971
- [14] Norm DIN 45619, Teil 1, Kopfhörer, Bestimmung des Freifeld-Übertragungsmaßes durch Lautstärkevergleich mit einer fortschreitenden Schallwelle, Fachnormenaussch. Elektrotechn. im DNA, Juni 1975
- [15] Norm DIN 45619, Teil 2, Kopfhörer, Bestimmung des Freifeld-Übertragungsmaßes durch Lautstärkevergleich mit einem Bezugs-Kopfhörer, Fachnormenaussch. Elektrotechn. im DNA, Juni 1975
- [16] Starke, C.: Über akustische Messungen an Hörgeräten, Zts. f. Hörgeräte-Akust. 9 (1970) 2
- [17] Johnson, E. W.: Das «CROS»-Hörgerät, Zts. f. Hörgeräte-Akust. 14 (1975) 166

Sammelordner für jeweils einen ganzen Jahrgang der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik«

Zum übersichtlichen Aufbewahren und problemlosen Auffinden gesuchter Artikel stehen unseren Lesern ab sofort stabile violette Sammelordner zur Verfügung. In ihnen findet jeweils ein kompletter Jahrgang der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« Platz. Dieser Ausgabe liegen entsprechende Bestellkarten bei.

Collecting file for one complete annual publication of "Journal of Audiological Technique"

In order to collect clearly and find out articles without problems you may use the new stable violet-blue collecting files. They are made for one complete volume of "Journal of Audiological Technique". Please order with the enclosed order-form.

Was hat unsere neue Batterie-Packung* allen andern voraus?

Logik.

Dank einer speziellen Öffnung für den Batterie-Tester kann die Spannung der Batterie gemessen werden, ohne sie aus der Packung zu nehmen.

Die exakte Führung der Drehscheibe erlaubt die sichere Entnahme der Batterie.

Der Rand ist griffig. Deshalb liegt die Batterie-Wählscheibe gut in der Hand.



*Hörgeräteträger haben in einem Test die «Batterie-Wählscheibe» als ideale Verpackung ausgewählt.

Geräteschutz garantiert.

Diese kleine Klappe verhindert, dass die Batterien herausfallen. Sie kann mühelos geöffnet und geschlossen werden.

Signalfarben kennzeichnen die verschiedenen Batterie-Typen. Gelb = premium mercury. Grün = silver oxide. Blau = mercury.

Und das Wichtigste: In der Batterie-Wählscheibe finden Sie die langlebigen UCAR-Batterien. In der gleichen bewährten Qualität.



Damit Sie länger besser hören.

UCAR BATTERIEN GMBH
Max Planck-Strasse 30
4006 ERKRATH · Tel. 0211-25051

Das Hörgerät mit Schwellwert-Verstärker – ein neues Konzept für besseres Hören

Fritz Hueber

Zusammenfassung Viele Schwerhörige klagen auch nach längerer Gewöhnungszeit über zu viele und zu laute Neben- und Störgeräusche in ihrem Hörgerät, die durch die Verstärkung des stets vorhandenen Umweltlärms entstehen.

Das Hörgerät mit Schwellwert-Verstärker, der die normale Verstärkung erst ab einer bestimmten Lautstärke-»Schwelle« des Eingangs-Signals freigibt, unterdrückt die Mehrzahl dieser Störgeräusche in den Sprechpausen. Besonders nervöse Schwerhörige empfinden dies als sehr angenehm.

Die prinzipielle Funktion dieses neuen Hörgeräte-Konzepts und die Schaltungstechnik werden beschrieben.

Sie alle kennen die Klage vieler Schwerhöriger »Das Hörgerät rauscht« oder »Das Hörgerät hat so viele Nebengeräusche«. Nun läßt sich durch eine einfache Messung leicht beweisen, daß diese Nebengeräusche nicht im Hörgerät selbst entstehen. Den Schwerhörigen stört der verstärkte Umgebungslärm, der ja in irgendeiner Form stets vorhanden ist. Der Fall, daß der Schwerhörige das Eigenrauschen des Hörgerätes hört und als störend empfindet, ist eher selten – vorausgesetzt, das Gerät ist in Ordnung.

Trotzdem ist die Klage nicht ganz unberechtigt. Während der Normalhörende mit seinen zwei gesunden Ohren auch in lärmgefüllter Umgebung in der Lage ist, das gewünschte Signal aus dem Lärm herauszuhören, hat der monaural versorgte Schwerhörige diesen Vorteil nicht. Jeder kann das selbst leicht ausprobieren, wenn er sich in eine Bahnhofshalle oder in den Warteraum am Flughafen stellt und ein Ohr zuhält: Die Nebengeräusche werden subjektiv lauter empfunden.

Mancher Schwerhörige gewöhnt sich nach einiger Zeit an dieses Phänomen, aber viele können sich nie damit abfinden. Besonders ältere Menschen, die oft schon seit Jahren schwerhörig und an die Stille gewöhnt sind, lehnen es in sehr vielen Fällen überhaupt ab, ein Hörgerät zu tragen, weil es »zuviel Nebengeräusche macht«.

Es stellt sich also das Problem, ein Hörgerät zu bauen, das nur die »gewünschten« Signale verstärkt, während es die »unerwünschten« Nebengeräusche unterdrückt. Auf den ersten Blick sieht es so aus, als ob diese Forderung unmöglich zu erfüllen wäre, denn das Hörgerät ist ja nicht in der Lage, »gewünschte« von »unerwünschten« Schallsignalen zu unterscheiden. Nun sind aber die Nebengeräusche im Pegel fast immer geringer als das gewünschte Nutzsignal. Dies gilt insbesondere für Wohnung, Büro, Geschäftslokale und Ämter etc. In vielen Fällen trifft es auch für die Situation im Straßenverkehr zu.

Diese Überlegungen und Untersuchungen führten in mehrjähriger Arbeit schließlich zur Entwicklung eines »Schwell-

You all know the complaint of many hearing aid users "The aid is noisy" or "There is so much background noise in my aid". Already a simple measurement will show this noise is not generated in the hearing aid itself. The user complains about the amplified ambient- or room noise which is always present in some form. Only in very rare cases the user will hear the self-noise of the aid – provided the aid is in good working order.

Yet, the complaint is not quite unjustified. While a human being with two healthy ears is able to pick-up a wanted signal even in noisy places, a hearing aid user, who hears with one ear only, does not have this advantage. You may try-out this phenomena yourself easily. If you are in the hall of a railroad station or in the waiting room of an airport, simply plug one ear firmly with a finger-tip. You hear now the ambient noise subjectively louder.

Some patients get used to this phenomena after some time but some do never. In particular elderly persons, who are often hard-of-hearing for many years and got used to the silence, refuse to wear a hearing aid at all simply because "it makes too much noise".

The problem we have to solve is to build a hearing aid which amplifies the "needed" signals only and suppresses the "ambient" noise. At first sight this claim seems impossible to realize, since the hearing aid is hardly able to discriminate between "needed" signals and "ambient" noise.

The ambient noise has always a lower sound level than the signal we want to hear. This applies in particular for homes and offices, in many cases also for street noise.

These considerations and investigations led after some years of research to the development of the Threshold Amplifier. We called it threshold amplifier because the aid works normally only above a certain input level – the "threshold", while it has no amplification at lower input levels.

A diagram will clearly explain the principle of an aid with

The Hearing Aid with Threshold-Amplifier – a New Approach for Better Hearing

Summary Even when they got used to their hearing aids, many hard-of-hearing people complain about the “noise” in their instruments. What they really complain about is the always present, amplified ambient noise.

The hearing aid with threshold amplifier which allows amplification only above a certain input level suppresses this noise in the speech pauses. In particular, nervous hard-of-hearings appreciate this very much.

The basic idea of this new hearing aid concept and the circuit-technique are discussed.

wert«-Gerätes. »Schwellwert« deshalb, weil das Gerät erst ab einem bestimmten Eingangs-Schall-Pegel – eben einer »Schwelle« – normal funktioniert, während es bei geringeren Eingangsschall-Pegeln nicht verstärkt.

Ein Diagramm soll das Prinzip des Schwellwert-Gerätes verdeutlichen. Abb. 1 zeigt das Ausgangsschalldruck/Eingangsschalldruck-Diagramm für ein Hörgerät. Ein normales Hörgerät (gestrichelte Linie) zeigt den zunächst linearen Kurvenanstieg (= lineare Verstärkung, Dynamikbereich), der bei einem bestimmten Größt-Wert – wenn nämlich die Endstufe die größte Leistung abgibt – in eine Horizontale übergeht.

threshold amplifier. Fig. 1 shows the well-known output/input diagram of a hearing aid. A normal aid (dashed line) shows at first a linear rise of the curve (= linear amplification). At a certain output level – when the output stage goes into saturation – the curve passes over into a horizontal.

The aid with threshold amplifier (full line) shows no output signal at all for low input signals, for inputs below the threshold. There is complete silence in the receiver and all disturbing ambient noise is completely suppressed. Only when the input signals reaches or exceeds a certain input level the amplifier becomes conductive and an output signal can be heard in the receiver. In our example this threshold is 60 dB.

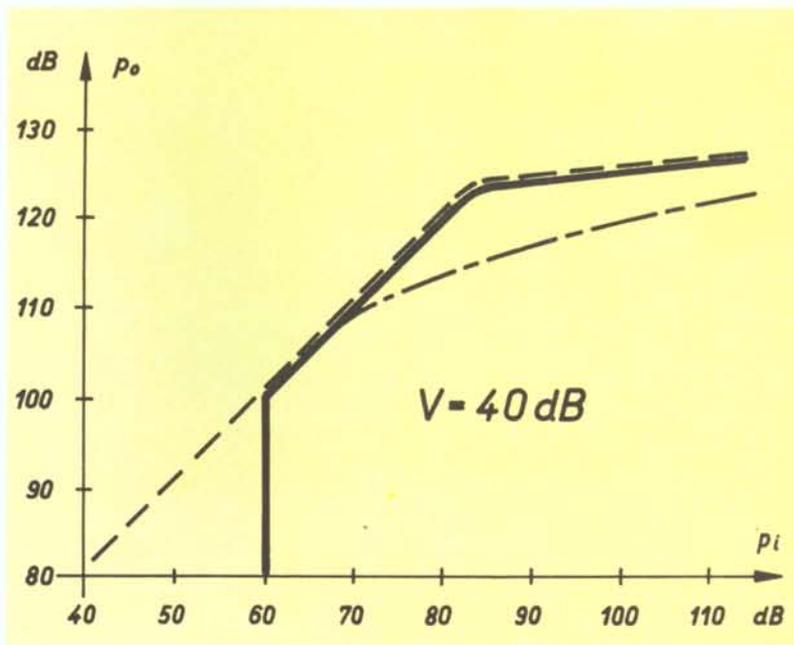


Abb. 1
Fig. 1

Bei diesem Schwellwert-Gerät (durchgezogene Linie) ist bei kleinem Eingangsschallpegel, d.h. unterhalb der Schwelle, das Ausgangssignal unterdrückt. Im Hörer ist vollkommene Stille, und störende Umwelgeräusche werden nicht gehört. Erst wenn das Eingangssignal eine bestimmte Schwelle erreicht bzw. überschritten hat, wird der Signalweg freigegeben und ein der eingestellten Verstärkung entsprechendes Ausgangssignal im Hörer wiedergegeben. In unserem Beispiel liegt diese Schwelle, auf den Eingangsschallpegel bezogen, bei 60 dB. Oberhalb der Schwelle verhält sich das Gerät ganz normal. Zu hohe Ausgangsschallpegel lassen sich auch hier zum Beispiel mit einer AGC komprimieren (punktiergestrichelte Linie).

Ist das laute Schallereignis zu Ende, so fällt der Verstärker nach kurzer Zeit wieder in den gesperrten Zustand zurück. Eine »Störunterdrückung« durch den Schwellwert-Verstärker setzt allerdings voraus, daß das Störsignal einen geringeren Pegel hat als das Nutzsignal. Diese Situation ist aber – wie oben angeführt – fast immer gegeben. Ist das Gerät durch ein lautes Eingangs-Signal (zum Beispiel Sprache) »geöffnet« worden, so werden beide Signale – das laute Nutzsignal und das leisere Störsignal – gemeinsam verstärkt und übertragen. Das Verhältnis zwischen Nutz- und Störschall ist also hier durch einen Schwellwert-Verstärker nicht verändert worden. Trotzdem tritt aber eine Beruhigung des Hörbildes ein, weil die Störsignale in den Sprechpausen unterdrückt werden.

Schon die ersten Versuche mit einem solchen Hörgerät zeigten, daß es wenig Sinn hat, eine einzige Schwelle vorzusehen. Denn die Schallstärke der Nebengeräusche, die unterdrückt werden sollen, kann sehr unterschiedlich sein – je nachdem, ob sich der Benutzer zum Beispiel auf der Straße oder in der Wohnung aufhält. Deshalb muß die Schwelle zum Anpassen an die momentanen Verhältnisse verstellbar oder umschaltbar sein.

Es ist vorteilhaft, bei einer Erhöhung der Schwelle gleichzeitig die akustische Verstärkung des Gerätes zu reduzieren. Da in lärmgefüllter Umgebung unwillkürlich lauter gesprochen wird, müßte der Schwerhörige hier sein Gerät leiser stellen, um eine Übersteuerung zu vermeiden. Eine automatische Verringerung der Verstärkung bei Erhöhung der Schwelle erspart dem Hörgeräte-Träger den Griff zum Verstärkungssteller.

Abb. 2 verdeutlicht dies: Die durchgezogene Linie steht für die niedrige Schwelle (60 dB), die punktiert-gestrichelte Kurve für die hohe Schwelle (zum Beispiel 75 dB). Wie man sieht, bleibt der Dynamikbereich durch die automatische Verstärkungs-Umschaltung gleich groß. Der Stromlauf eines solchen Schwellwert-Gerätes ist in Abb. 3 dargestellt (beim Patentamt angemeldet).

Auf das Mikrofon 1 folgt ein Vorverstärker 2, ein Verstärkungssteller 3 und die Endstufe T3 mit Hörer 4. Dies ist der Weg des zu verstärkenden Signals, der an sich ganz normal

Above the threshold the aid works quite normal. Of course, also here an AGC or a similar limiting device can be used to avoid too high output figures (dashed – dotted line).

If the loud input-sound is over, the amplifier falls back into its blocked mode again after a short time. A "noise-suppression" by a threshold amplifier of course implies that the noise has a lower level than the wanted signal. This situation is, however, found in most places – as mentioned above. If the aid has been "opened" by a loud signal (e.g. speech), both signals – the louder speech signal and the softer noise – will be amplified and transmitted. The signal-to-noise ratio itself cannot be improved by the threshold-amplifier. Nevertheless, the threshold amplifier will give a more quiet listening background, since the noise is suppressed at least in the speech pauses.

Already our very early tests with such a hearing aid showed it makes no sense to provide one fixed threshold. The level of ambient noise which is to be suppressed can be very different – depending on the place where the hard of hearing just stays, for example his home or the street. A switch or a control must be provided, so the user can adapt the threshold of his aid according to the momentary conditions.

Practice made further evident that it is advantageous if at a rise of the threshold the acoustic gain of the aid is reduced simultaneously. The trick behind this is that no one needs the full gain in noisy surroundings where everybody shouts to overcome the noise. The automatic reduction of gain at the high threshold setting saves the user from re-adjusting the volume control.

Fig. 2 illustrates this with a diagram: The full line is valid for the low threshold (60 dB), the dash-dotted curve for the high threshold (e.g. 75 dB). It can be seen that the useable, linear range (dynamic range) remains the same when the gain is lowered automatically.

Fig. 3 shows the principle circuit diagram of an aid with threshold amplifier (patent pending).

The microphone 1 is followed by a pre-amplifier 2, a volume control 3 and an output stage T3 with receiver 4. This is the way of the sound-signal to be amplified and it is wired in the normal way. Only the output transistor gets its bias not directly from plus but through a switching transistor T2. For the threshold automatic, we shunt off a part of the signal voltage after the pre-amplifier and amplify it in a separate stage T1 to get a magnitude big enough for further processing. The transistor T2, connected to plus, has multiple functions. During stand-by conditions, i.e. at low input signal, this transistor is blocked. No base current can therefore flow into the output stage and there is silence in the receiver.

If now the amplified signal standing at the base-emitter diode of the switching transistor T2 reaches a certain value, the transistor becomes conductive and switches on the output

Abb. 2
Fig. 2

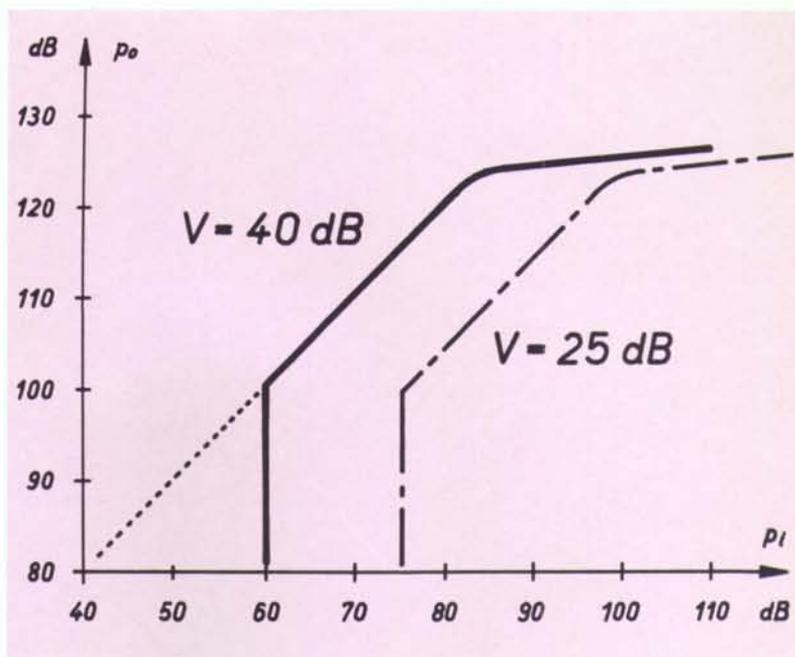
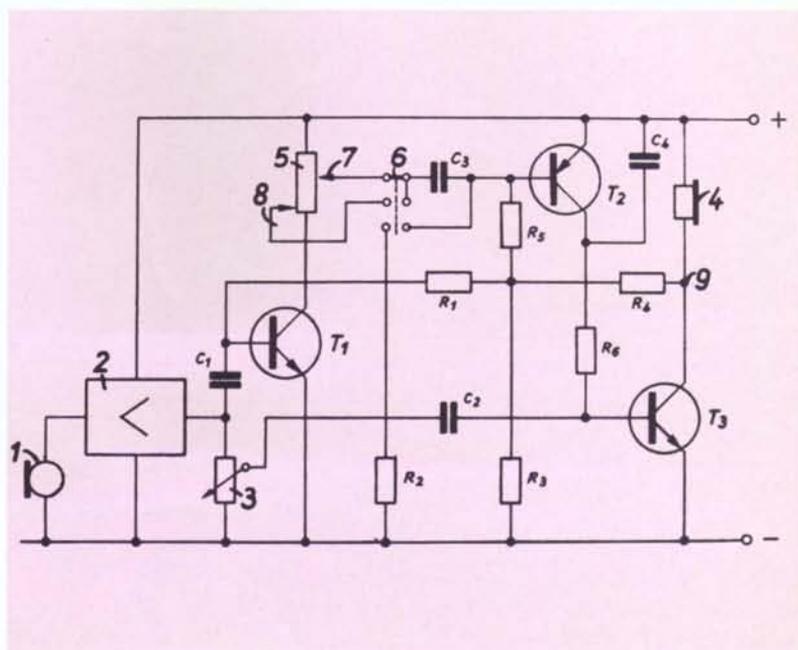


Abb. 3
Fig. 3



geschaltet ist. Lediglich die Endstufe bezieht ihre Basisvorspannung nicht direkt, sondern über einen Schalttransistor T2. Für die Schwellwert-Automatik wird ein Teil der Signalspannung nach dem Vorverstärker abgezweigt und zunächst einer weiteren Verstärkerstufe T1 zugeführt, um das Signal auf den für die weitere Verarbeitung nötigen Wert zu bringen. Der direkt an der Batterie liegende Transistor T2 hat eine mehrfache Funktion. Im Ruhezustand, d. h. bei kleinem Eingangssignal, ist er gesperrt. Dadurch ist auch die Endstufe stromlos, und im Hörer herrscht Stille.

Erreicht die an der Basis-Emitterdiode des Schalttransistors T2 stehende Signalspannung einen bestimmten Wert, so wird dieser leitend und schaltet die Endstufe ein. Durch eine Rückkopplung (R4) erhält dieser Vorgang ein Kippverhalten, d. h. das Einschalten erfolgt sehr rasch. Die Verzögerungszeit beträgt nur wenige Millisekunden, so daß auch die erste Silbe eines laut gesprochenen Wortes schon übertragen wird.

Ist das laute Signal zu Ende, dann kippt der Schalttransistor wieder in den gesperrten Zustand zurück und schaltet damit die Endstufe wieder ab. Dieses Abschalten erfolgt mit einer gewissen Verzögerung, die sich durch die Ladezeit des Kondensators C4 ergibt. Die Verzögerung ist notwendig, damit das Gerät in den Pausen zwischen den Silben und Worten nicht zu pumpen beginnt.

Die Abschaltung der Endstufe bringt mehrere Vorteile: Erstens resultiert aus einer abgeschalteten Endstufe wirklich vollkommene Stille im Hörer. Kein Signal oder ein in einer Vorstufe entstehendes Rauschen kann in den Hörer gelangen. Zum anderen ist die Endstufe aber auch stets die Stufe mit dem größten Stromverbrauch. Ein Abschalten der Endstufe in den Sprechpausen erhöht daher die Entladezeit der Batterie um den Faktor 2 oder mehr.

Die hier an einem einfachen Beispiel gezeigte Schaltung läßt sich im Prinzip mit jeder Art von Hörgerät kombinieren, etwa mit einem PP-Gerät, mit einem AGC-Gerät usw. Allerdings ist zu bedenken, daß die Schwellwert-Automatik selbst auch schon eine Anzahl von Bauelementen benötigt, die zu der normalen Hörgeräte-Schaltung noch hinzukommen. Bei Geräten mit sehr kleinem Volumen wird dann der Platz knapp. Dies umsomehr, wenn auf eine bestimmte Spannungs- und Temperatur-Stabilität Rücksicht genommen werden muß.

Einige Prototypen mit Schwellwert-Verstärker wurden gebaut und in der Praxis erprobt. Diese Geräte hatten verschiedene Schwellwert-Pegel, verschiedene Ein- und Ausschaltzeiten usw.; die Probanden waren durchweg Personen, die schon jahrelang ein Hörgerät getragen hatten. Natürlich wurden solche Personen ausgewählt, deren Hörschaden wenigstens annähernd dem entsprach, was mit den Prototypen korrigierbar erschien.

Neben der gewünschten Information über die in der Praxis

stage. By applying positive feedback (R4), this event has a flip-flop characteristic, i. e. it happens very quickly. The time delay is only a few milliseconds, so even the first syllable of a loud spoken word will be transmitted.

If the loud signal is over the switching transistor flips back into the blocked mode and the output stage is switched off. This happens with a little delay which is determined by the charging time of the capacitor C4. The delay is necessary to prevent the aid from pumping between the words of a spoken sentence.

Switching off the output stage has several advantages: First of all, a switched-off output stage brings real silence into the receiver. No signal or noise, generated in a pre-amplifier, can reach the receiver. But the output stage is also the stage with the highest power consumption. Switching off the output stage in the speech intervals will therefore bring a great margin in battery life, about by a factor 2 or more.

The circuit shown here as a simple example may be combined in principle with any kind of hearing aid, as a PP-aid, an AGC-aid etc. It must be mentioned, however, that the threshold circuit itself already needs a number of components which add to the ones of the normal hearing aid circuit. In very small aids with limited space there may arise problems. We also have to take care of some problems of voltage- and temperature-stability which end up in some additional components to the principle circuit shown. So, the matter is not quite simple.

There were built a few prototype models for test in practice. These aids had different threshold levels, different attack- and release-times etc. A number of hard-of-hearing people, used to wear a hearing aid for a couple of years served as test persons.

Of course only persons were selected with hearing losses adequate to be fitted with the prototype models.

Besides the desired information about threshold levels reasonable in practice, the best delay times etc., we received only positive comments about the threshold amplifier in general. All test persons feeld very comfortable in wearing a hearing aid which works only if there is really something to hear.

The result of these tests and our work as a whole led finally to the design of a behind-the-ear aid (Fig. 4).

The main characteristic at this instrument is a switch, numbered 0-60-75, for the threshold level which allows the user to adjust his aid to a threshold of 60 dB or 75 dB. In the 0-position the threshold automatic is switched off. With the switch in the 0-position the aid works quite normal as any conventional hearing aid. This switch position can be used to adjust the volume control for the most comfortable loudness or if the user wants to hear something which is below the threshold, e.g. the tick-tack of a clock.

brauchbaren Schwellwerte, Ausschwingzeiten etc. gaben die Probanden ausnahmslos positive Stellungnahmen zum Schwellwert-Gerät überhaupt ab. Alle Personen empfanden es als sehr angenehm, ein Hörgerät zu tragen, das sich nur dann einschaltet, wenn es wirklich etwas zu hören gibt.

Das Ergebnis dieser Versuche und unsere Arbeit mündete schließlich in die Entwicklung eines HdO-Gerätes (Abb. 4).

Charakteristisch an diesem Gerät ist ein Schalter mit der Bezeichnung »0-60-75«, ein Umschalter für den Schwellwertpegel, mit dem der Schwerhörige die Schwelle des Eingangsschallpegels auf 60 dB oder 75 dB umstellen kann. In der Stellung »0« ist die Schwellwert-Automatik ausgeschaltet. In dieser Schalterstellung arbeitet das Gerät ganz normal wie jedes herkömmliche Hörgerät. Diese Schalterstellung kann zum Beispiel zum Einstellen der angenehmsten Lautstärke benützt werden oder wenn der Schwerhörige Laute hören will, die unter der Schaltschwelle liegen, zum Beispiel das Ticken einer Uhr.

Der etwas weiter oben liegende zweite Schalter dient wie üblich zum Umschalten von Mikrofon auf Telefonspule. Beim Einschalten der Telefonspule wird die Schwellwert-Automatik, unabhängig vom Pegelstand der Schwellwertschalter, abgeschaltet. In diesem Fall wird die Schwellwert-Automatik nicht benötigt, da eine induktive Einspeisung immer mit einem extrem kleinen Störpegel erfolgt und außerdem erreicht wird, daß das Gerät auch bei leisen Signalen oder schlechter Übertragung auf die Spule empfangen kann. Zur Erleichterung der Anpassung ist eine Tonblende vorgesehen. Der Ein/Aus-Schalter ist mit der Batterie-lade kombiniert.

Lassen Sie mich abschließend noch einige Worte zur Anpassung eines solchen Gerätes sagen. Soweit hier audiologische Gesichtspunkte eine Rolle spielen, unterscheidet sich das Schwellwert-Gerät in nichts von einer normalen Anpassung. Die Schwellwert-Automatik kann zunächst abgeschaltet werden, um die Anpassung nicht unnötig zu komplizieren. Wichtig erscheint, daß der Hörgeräte-Akustiker mit der Funktion des Gerätes wirklich vertraut ist und diese dem Schwerhörigen auch erklären kann. Der Schwerhörige muß die Funktion der Schwellwert-Automatik vollständig begriffen haben, sonst kommen unweigerlich Reklamationen über »Aussetzfehler« und »Unterbrecher«. Sicherlich setzt eine einwandfreie Benutzung auch ein gewisses Maß an Intelligenz von Seiten des Hörgeräte-Trägers voraus. Ein Schwellwert-Gerät ist mit Sicherheit kein »Wald- und Wiesen-Gerät«.

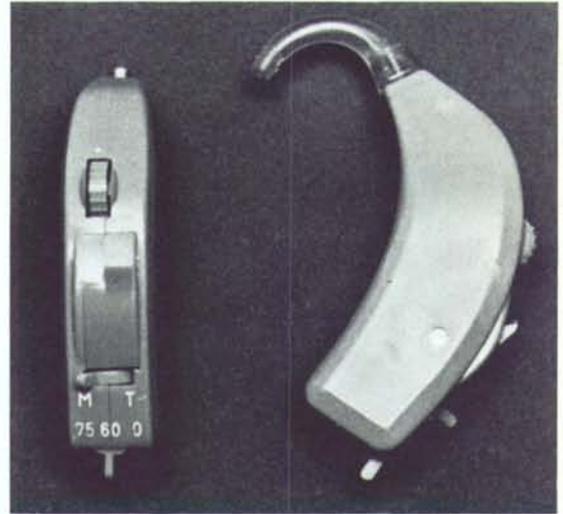


Abb. 4 Werkfoto Viennatone
Fig. 4 Photo Viennatone

A second switch a little more above serves as usual to switch over from microphone to telephone coil. The threshold automatic is switched off if the telephone coil is switched on, no matter in which position the threshold-selector is. Here is no need for the threshold automatic, because the inductive input signal has always an extremely low noise level. In this way we keep the aid open even for weak signals from the telephone or when the transmission to the telephone coil is bad. For easy fitting a tone control is provided, the on/off-switch is combined with the battery drawer.

Finally, please let me say a few words about fitting such an instrument. As far as audiological viewpoints are concerned there is no difference to a normal fitting procedure. At the beginning, the threshold automatic should be switched off to avoid unnecessary confusion. But we feel it is most important that the dealer or audiologist makes himself really familiar with the function of the aid. He must be able to explain this function to the user accordingly. And the user must understand the function of his aid, he must know what happens. Otherwise you will promptly receive complaints about intermittent action of the instrument. Probably this aid is not suitable for patients with little intelligence.

Buchbesprechungen

W. E. Kock: »Schall – sichtbar gemacht«, Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1974, 108 Seiten, 94 Abbildungen, DM 12,-.

In der Bücherreihe »Verständliche Wissenschaft« des Springer-Verlages ist das Buch von Kock, »Schall – sichtbar gemacht«, aus dem englischen Originaltext von H.-D. Bohnen ins Deutsche übersetzt, herausgekommen.

Schallereignisse sind durch verschiedene Eigenschaften charakterisiert, die sich durch die Schallstärke, das Frequenzspektrum und den zeitlichen Ablauf dieser beiden Größen beschreiben lassen. Die verschiedenen Möglichkeiten, wie der Schall sichtbar gemacht werden kann, sind in mehreren Kapiteln zusammengestellt worden: zunächst werden die Raummuster von Schallwellen gezeigt. Die Schallwellen, mit einem Sondenmikrofon abgetastet, und die dem Schalldruck entsprechende Spannung einer Glühlampe zugeführt, lassen den Wellenverlauf sichtbar werden. Die verschiedenen Wellenfelder, die sich durch Schatten- oder Beugungseffekte einstellen, die durch Linsen oder auch schallbrechende Prismen verformt werden, die über Leitungen geführt werden, sind instruktiv dargestellt. Die Schallstruktur-Muster sagen über die Tonkomplexität und die zeitgebundenen Variationen eines bestimmten Schallereignisses aus. Die von Potter eingeführte verbesserte Darstellung von Schallaufzeichnungen durch Einführen der Zeitachse neben der Angabe von Intensität und Frequenz hat der bildlichen Wiedergabe, besonders der Sprache, viele Erkenntnisse gebracht. Aber auch für die Analyse von Musik kann das Verfahren eingesetzt werden, so daß z.B. die Gründe für die anerkannte Qualität eines Instrumentes erklärt werden können. Schließlich findet sich auch die akustische Holographie als neue Methode des sichtbaren Schalles.

Das Buch ist zum Vertiefen des akustischen Wissens leicht lesbar und mit vielen Bildern anschaulich und gut verständlich. W. G.



Mathis, Alfons, »Der Orientierungsreflex in der Kinderaudiologie«, Selbstverlag Dr. Alfons Mathis, Mattli, CH-6047 Kastanienbaum, 1975, 283 Seiten, broschiert DM 30,-.

Bei der vorliegenden Arbeit – sie wurde bereits vor ihrer Drucklegung mit dem Oticon-Preis ausgezeichnet – handelt es sich um eine der Universität Freiburg/Schweiz vorgelegte

Book review

W. E. Kock: "Seeing sound", Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1974, 108 pages, 94 illustrations, DM 12,- (US \$ 5.30).

Springer-Verlag publisher of the series "Verständliche Wissenschaft" has now added to this series a German translation of the English book "Seeing sound" written by W. E. Kock (translated by H.-D. Bohnen).

Sound in its various forms is characterized by different properties which are determined by the sound intensity, frequency spectrum and the temporal course of these 2 parameters. The possibilities of making sound visible are dealt with in several chapters: first of all, the spatial problems of sound waves are shown. The sound waves are scanned with a probe microphone, then the potential which is delivered by the microphone is fed to a glow lamp and in this manner the course of waves can be made visible. The various wave fields which are caused by shadow and diffraction effects and deformed by lenses or sound-refracting prisms and which are transmitted by acoustic ducts are represented in an instructive manner. The pattern of sound structure furnishes information about the tonal complexity and the time-bound variations of a certain acoustic event. The representation of sound pictures which Potter presented and improved by introducing the time axis in addition to intensity and frequency has greatly enriched our knowledge especially with regard to the pictorial reproduction of speech. The procedure can also be used for the analysis of music where it allows, for example, the reasons for the acknowledged quality of an instrument to be explained. Finally, some room is given to acoustic holography as a new method of making sound visible.

It is a well-readable book with numerous illustrations of the acoustic phenomena and recommendable to those eager to deepen their knowledge of acoustics. W. G.



Mathis, A., "The orientating reflex in paediatric audiology", published by the author, Dr. Alfons Mathis, Mattli, CH - 6047 Kastanienbaum, book in stiff cover, 283 pages, DM 30,-.

This publication was submitted as a thesis to the University of Freiburg/Switzerland and was awarded the Oticon Prize before it was put in print. The author is Dr. Alfons Mathis, an audiologist whose reputation is by no means restricted to the German-speaking countries. His research work which he carried out together with Prof. Dr. Graf at the Kanton

Dissertation. Ihr Verfasser ist der weit über den deutschsprachigen Raum hinaus bekannte Audiologe Alfons Mathis, dessen Forschungsarbeiten, gemeinsam mit Prof. Dr. Graf am Kantonsspital Luzern durchgeführt, in der Fachwelt große Beachtung gefunden haben. In seiner Dissertation behandelt Mathis zunächst in enger Anlehnung an Sokolow die Theorie vom Orientierungsreflex. Sie dient ihm zur theoretischen Aufhellung vieler heute in der Kinderaudiometrie verwendeter Methoden. Da viele dieser Methoden bisher theoretisch – falls überhaupt – nur recht spärlich begründet sind, kommt der vorliegenden Arbeit ein hoher Stellenwert zu.

Wer sich theoretisch oder praktisch mit Fragen der Kinderaudiometrie befaßt, sollte die Arbeit von Mathis lesen. Hierbei ist in erster Linie an Pädaudiologen und an audiologisch interessierte Ohrenärzte zu denken. Aber auch für Kinderärzte, Psychologen, Hörgeschädigtenpädagogen und wissenschaftlichen Fragestellungen aufgeschlossene Hörgeräte-Akustiker dürfte die Arbeit von Mathis, die sich durch ein hohes Niveau auszeichnet, von Interesse sein.

Aus dem Inhalt: Problemstellung und Zielformulierung – Begriffe und Definitionen – Der Reflex – Der Instinkt – Reflex/Instinkt – Der Orientierungsreflex – Die Audiometrie – Der Orientierungsreflex in der Kinderaudiometrie – Zusammenfassung und Schlußfolgerung.

Armin Löwe



R. W. B. Stephens und H. G. Leventhall (Herausgeber): »Acoustics and Vibration Progress, Vol. I«, Chapman & Hall, London 1974, X + 243 Seiten, 47 Abbildungen, 16 × 24 cm, gebunden £ 6.00.

Dies ist der erste Band einer zunächst vierteilig geplanten Serie, in der im Laufe der nächsten Jahre kompetente Autoren neue Entwicklungen auf Teilgebieten der Akustik in Übersichtsartikeln darstellen sollen. Es ist geplant, ausgewählte Gebiete je nach Bedarf in Abständen von einigen Jahren erneut zu behandeln. Der vorliegende Band enthält fünf Kapitel: 1. Verkehrslärm (M. E. Delany), 2. Schallemissionsanalyse (A. A. Pollock), 3. Chemische Wirkungen von Ultraschall (A. S. Sliwiński), 4. Schwingungs- und Lärmübertragung in Hochbauten (H. M. Nelson), 5. Umgebungsgeräusche im Meereswasser (E. M. Arase und T. Arase). Die Literatur (über 500 Zitate) ist bis 1972, in Kapitel 2 bis 1973 verwertet. Die Artikel sind leicht zu lesen und setzen nur akustische Grundkenntnisse voraus.

Als Folge der zunehmenden Spezialisierung weiß man selbst als Akustiker oft nur wenig über das Geschehen in den akustischen Nachbardisziplinen. Das Vorhaben der Herausgeber, mit dieser Reihe einen aktuellen (wenn auch nicht vollständigen) Überblick zu bieten, ist sehr zu begrüßen. Die Reihe wird daher von den Akustikern sicher dankbar aufgenommen werden.

Dieter Guicking

Hospital of Luzern, Switzerland, was well received by audiological circles.

In his thesis Mathis deals with the theory of the orientating reflex leaning heavily towards Sokolow. He uses it for the purpose of theoretically clarifying many methods now used in paediatric audiometry. Since many of these methods lack a solid theoretical foundation, the present work meets a real need.

All those concerned, whether theoretically or practically, with problems of paediatric audiometry, should read this book. It will mainly appeal to paediatric audiologists and audiological interested otologists. But pediatricists, psychologists, teachers of the hearing handicapped as well as hearing-aid acousticians with an open mind for scientific problems will read Mathis' excellent book with profit.

The various chapters deal with the identification of the problem and definition of the objective – concepts and definitions – Reflex – Instinct – Reflex/Instinct – The orientating reflex – Audiometry – Orientating reflex in paediatric audiometry – Summary and conclusions.

Armin Löwe



R. W. B. Stephens and H. G. Leventhall (editor): »Acoustics and Vibration Progress, Vol. I«, Chapman & Hall, London 1974, X + 243 pages, 47 illustrations, 16 × 24 cm, bound £ 6.00.

This is the first of a series of provisionally 4 volumes. During the next few years acknowledged authors will contribute summarizing papers on new developments in acoustics and allied fields. It is planned to re-examine selected fields at an interval of several years, as the need arises. The present volume contains 5 chapters: 1. Traffic noise (M. E. Delany), 2. Sound emission analysis (A. A. Pollock), 3. Chemical effects of ultrasound (A. S. Sliwiński), 4. Transmission of vibration and noise in high buildings (H. M. Nelson), 5. Environmental noise in sea water (E. M. Arase and T. Arase). The publications draw on literature (more than 500 references) up to 1972 and in chapter 2 up to 1973.

The articles are easy to read and require only a basic knowledge of acoustics.

As a result of increasing specialization even acousticians find it difficult to cope with the advances in allied fields. The objective of the editors to present in this series an up-to-date (even though incomplete) review deserves acknowledgement. Acousticians will certainly appreciate this initiative.

Dieter Guicking

Aktuelles

Arbeitstagung 1976 der Arbeitsgemeinschaft Deutscher Audiologen und Neurootologen

Vom 1. bis 3. April 1976 findet im Klinikum der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz die diesjährige Arbeitstagung der Arbeitsgemeinschaft Deutscher Audiologen und Neurootologen statt. Die Tagung steht unter zwei Leitthemen, deren eines, »Kinderaudiologie«, am 1. und 2. April in Referaten und anschließenden Diskussionen behandelt werden wird. Das zweite Thema, »Otoneurologie der multiplen Sklerose«, ist für den 3. April vorgesehen.

Unter dem Vorbehalt möglicher kurzfristiger Änderungen ein kurzer Abriss der vorgesehenen Programmfolge:

Donnerstag, 1. April 1976

Nach einer musikalischen Einleitung Eröffnung der Tagung durch

*Prof. Dr. Beck, Freiburg i. Br., und
Prof. Dr. Biesalski, Mainz*

Dr.-Ing. Salomon, Kopenhagen

»Diagnostik mit der elektrischen Reaktionsaudiometrie (ERA) in der Pädoaudiologie«

Dr. Innitzer, Wien

»Zur objektiven Hörschwellenbestimmung im Säuglingsalter«

Forthcoming Meetings

Meeting 1976 of the Working Group of German Audiologists and Neuro-otologists

The Meeting of the Working Group of the German Audiologists and Neuro-otologists will take place from April 1st to April 3rd, 1976, at the Clinic of the Johannes-Gutenberg University of Mainz. Attention will be focussed on two main subjects, firstly, "paedo-audiology" which will be dealt with in papers and discussions on 1st and 2nd of April and secondly, "otoneurology of multiple sclerosis" on April 3rd.

Below we give you a brief survey of the programme:

Thursday, April 1st, 1976

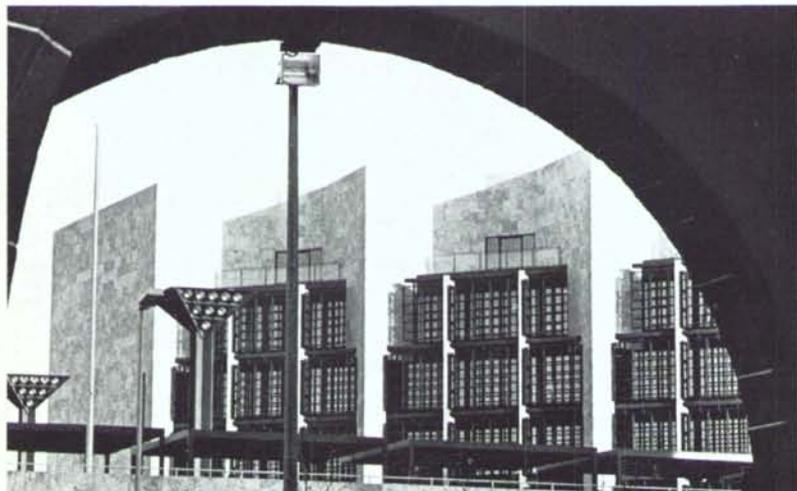
After a musical introduction, opening of the meeting by
*Prof. Dr. Beck, Freiburg i. Br., and
Prof. Dr. Biesalski, Mainz*

Dr.-Ing. Salomon, Kopenhagen

"Diagnosis with the aid of electric reaction audiometry (ERA) in paedo-audiology"

Dr. Innitzer, Vienna

"On the objective determination of the hearing threshold in infants"



Mainz – Blick vom
»Eisenturm« auf das
neue Rathaus

Mayence, the Capital of
Rheinland-Pfalz – the
new city hall shown
from the "Eisenturm"
(iron tower)

Dr. Esser, Düsseldorf

»Die Bedeutung der Stapedius-Reflex-Audiometrie bei der Diagnose kindlicher Hörstörungen«

Freitag, 2. April 1976

Frau Dr. Korsar-Bengtson, Göteborg

»Zur Diagnostik zentraler Hörstörungen im Kindesalter«

Dr. Leitner, Mainz

»Aktuelle Fragen der Hörgeräte-Anpassung im Kindesalter«

Prof. Dr. Biesalski, Mainz

»Die Rehabilitation des hörgestörten Kindes heute«

Samstag, 3. April 1976

Dr. Kornhuber, Ulm

»Neurologie der multiplen Sklerose«

Prof. Dr. Lehnhardt, Hannover

»Hörstörungen bei multipler Sklerose«

Dr. Meran und Dr. Pfaltz, Basel

»Zur otoneurologischen Symptomatologie der multiplen Sklerose«

Dr. Haid und Dr. Gottwald, Erlangen-Nürnberg

»Darstellung der Nystagmusreaktion bei Encephalitis disseminata im Frequenz-Kalorigramm«

Dr. Zöllner, Dr. Stange, Dr. Marquetand,

Freiburg i. Br.

»Topodiagnostische ERA-Befunde einer Patientin mit Hirnstamm-MS«

Dr. Rollin, Hamburg

»Geschmacksstörungen bei multipler Sklerose«

Nach den einzelnen Referaten sind Diskussionen vorgesehen. Weitere Programmpunkte wie eine Geschäftssitzung der Arbeitsgemeinschaft (nur für Mitglieder) und ein gemütliches Beisammensein werden das Programm der Veranstaltung abrunden. Die Veranstaltung ist für Mitglieder der Arbeitsgemeinschaft und geladene Gäste konzipiert. Eine Publikierung der Referate in einem Sonderheft der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« ist vorgesehen.

Ausbildungskurs für Audiometrie-Assistentinnen

HANNOVER: Die Hals-Nasen-Ohrenklinik der Medizinischen Hochschule veranstaltet vom 9. bis 12. Juni 1976 einen Ausbildungskurs für Audiometrie-Assistentinnen. Teilnehmern sollten nur ausgebildete Arzthelferinnen, medizinisch-technische Assistentinnen oder Helferinnen mit mindestens zweijähriger Tätigkeit in einer HNO-Praxis. Eine Fortsetzung des Kurses – Untersuchungstechnik des Gleich-

Dr. Esser, Düsseldorf

»The importance of Stapedius-reflex audiometry in the diagnosis of hearing disturbances in childhood«

Friday, April 2nd, 1976

Mrs. Dr. Korsar-Bengtson, Göteborg

»On the diagnosis of central hearing disturbances in children«

Dr. Leitner, Mainz

»Topical problems encountered in the fitting of hearing aids in children«

Prof. Dr. Biesalski, Mainz

»The rehabilitation of the hearing-impaired child today«

Saturday, April 3rd, 1976

Dr. Kornhuber, Ulm

»Neurology of multiple sclerosis«

Prof. Dr. Lehnhardt, Hannover

»Auditory disturbances in the case of multiple sclerosis«

Dr. Meran and Dr. Pfaltz, Basel

»On the otoneurological symptomatology of multiple sclerosis«

Dr. Haid and Dr. Gottwald, Erlangen-Nuremberg

»Representation of the nystagmus reaction in Encephalitis disseminata with the frequency calorigram«

Dr. Zöllner, Dr. Stange, Dr. Marquetand,

Freiburg i. Br.

»Topodiagnostic ERA findings in a female patient with multiple sclerosis of the brain stem«

Dr. Rollin, Hamburg

»Disturbances of the sense of taste in multiple sclerosis«

The programme is subject to change. After each paper the participants will be offered an opportunity for discussion. Further events such as an official meeting of the work group (for members only) and an informal get-together, will round off the programme. The meeting will be attended by members of the working group and by invited guests. It is intended to publish the papers in a separate issue of the »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik«.

gewichtsapparates, des Fazialis sowie der Riech- und Geschmacksfunktion – ist für Herbst 1976 geplant. Interessenten mögen sich bitte umgehend wenden an

Professor Dr. Dr. Lehnhardt

Hals-Nasen-Ohrenklinik der Medizinischen Hochschule
Postfach 180, 3000 Hannover 61, Tel. 05 11 / 5 32 20 94.

Das Programm wird den Bewerbern dann zugeschickt werden.

Die Mitarbeiter dieses Heftes / Our Contributors



Jens Blauert, Prof. Dr. Ing., geboren 1938 in Hamburg, Studium der Nachrichtentechnik an der Technischen Hochschule Aachen mit Diplom-Abschluß. Danach wissenschaftlicher Assistent am Institut für elektrische Nachrichtentechnik der TH Aachen; 1969 Promotion. Nach einer Berufstätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am oben genannten Institut sowie als beratender Ingenieur für Raum-, Bau- und Elektroakustik und Auditorologie erfolgte 1973 in Berlin die Habilitation. 1974 Übernahme des Lehrstuhls für »Allgemeine Elektrotechnik und Elektroakustik« an der Ruhr-Universität Bochum, seit 1975 Ordinarius dieses Fachbereichs. Prof. Blauert veröffentlichte zahlreiche Fachartikel und ist Leiter des Fachausschusses »Elektroakustik« der Nachrichtentechnischen Gesellschaft im VDE sowie Mitglied der Acoustical Society of America und der Audio Engineering Society.

Jens Blauert, Prof. Dr. Ing., born 1938 in Hamburg, studied telecommunications at the Technical University of Aachen and graduated as engineer. He then worked as scientific assistant at the Institute for Electrical Telecommunications of this University, 1969 graduation. He was employed as scientific collaborator at the above-mentioned Institute and as consulting engineer for room, architectural and electrical acoustics and auditoriology and, in 1973, habilitated in Berlin. In 1974, he became professor of "General Electrical Engineering and Electroacoustics" at the Ruhr University of Bochum; since 1975, he has been professor in ordinary for this field. Prof. Blauert published numerous special articles and is head of the "Electroacoustical Committee" of the VDE Telecommunications Association as well as a member of the Acoustical Society of America and of the Audio Engineering Society.



H.-Jochim Platte, Dipl.-Ing., geboren 1948 in Wuppertal, Studium der Elektrotechnik von 1967 bis 1972 an der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen. Seit 1973 als wissenschaftlicher Assistent am Institut für Elektrische Nachrichtentechnik der RWTH Aachen. Untersuchungen zur Außenohrphysik (Übertragungseigenschaften von menschlichem Außenohr und Gehörgang, Trommelfell-Impedanz), Arbeiten über elektroakustische Übertragungsverfahren (Kopf-bezogene Stereophonie).

H.-Jochim Platte, Dipl.-Ing., born 1948 in Wuppertal, study of electrical engineering from 1967 to 1972 at the Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen. Since 1973 research assistant in the institute for electrical communication of the RWTH Aachen. Research of outer ear physics (transmission properties of the human outer ear and the ear canal, eardrum impedance), investigations about electro-acoustic transmission techniques (head-related stereophonic transmission).

Werner A. T. Güttner, Dr. phil., zur vita autoris vgl. 3/1975 (Vol. 14), p. 100.

Werner A. T. Güttner, Dr. phil., as to the biographical dates we refer to 3/1975 (Vol. 14), p. 100.



Fritz Hueber, geboren 1924 in Wien; Studium an der Staatlichen Ingenieur-Schule Wien-Mödling, Fachrichtung Radio- und Fernmeldetechnik, Abschlußprüfung 1943. Ab 1946 im Entwicklungslabor der Radiofabrik Ingelen, Wien; 1955 Aufbau einer Hörgeräte-Abteilung im Rahmen dieser Firma. Ab 1957 als Entwicklungsingenieur und Patent-Sachbearbeiter bei Willco-Hörgeräte, Hamburg. Seit 1967 Entwicklungsleiter der Hörgeräte-Abteilung von Viennatone, Wien; ab 1974 Leiter der gesamten Entwicklung dieser Firma.

Fritz Hueber, born 1924 in Vienna, studied radio and electrical communication engineering at the National Engineering School in Vienna-Mödling and graduated in 1943. From 1946, he worked in the development laboratory of the radio factory Ingelen, Vienna; in 1955, he established a hearing aid department in this company. From 1957, he worked as development and patent engineer with Messrs. Willco-Hörgeräte, Hamburg. In 1967 he became head of development of the hearing aid department of Viennatone, Vienna, and in 1974 head of all development departments of this company.

Zeitschrift für HÖRGERÄTE-AKUSTIK

Verlag und Redaktion median-verlag
Hans-Jürgen von Killisch-Horn,
Hauptstraße 64, Postfach 103964
6900 Heidelberg 1, Fernruf (06221) 24665
Schriftleiter: Dr. phil. Werner Güttner
Anderlohrstraße 38, 8520 Erlangen
Redaktion: Helmut Schroth
Anzeigen: Karin Ball
Layout: Friedrich Vogt
Erscheinungsweise: sechsmal jährlich alle zwei Monate
Bezugspreis jährlich DM 39,- netto
Einzelpreis je Heft DM 8,50 netto
Zur Zeit hat Anzeigenpreisliste Nr. 7
vom 1. Januar 1975 Gültigkeit
Nachdruck, Übersetzungen, Rundfunksendungen
nur mit Genehmigung des Verlages
© median-verlag 1961
Satz und Druck: Brausdruck GmbH, Heidelberg

Journal of AUDIOLOGICAL TECHNIQUE

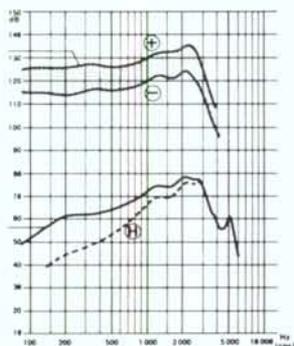
Owned and published by median-verlag
Hans-Jürgen von Killisch-Horn,
Hauptstrasse 64, 6900 Heidelberg
Editor-in-chief: Dr. phil. Werner Güttner
Anderlohrstrasse 38, 8520 Erlangen
Editorial department: Helmut Schroth
Advertising: Karin Ball
Layout: Friedrich Vogt
Published bi-monthly 6 issues per annum
Annual Subscription DM 39.- no
Single Copies DM 8.50 no
Supplied directly by
median-verlag, 69 Heidelberg 1, P.O. Box 103964
Current advertisement rates Nr. 7
January 1st, 1975
All rights reserved by median-verlag
© median-verlag 1961
Printed in Western Germany

Viennatone Hörbrillen, zuverlässige Partner für gutes Hören



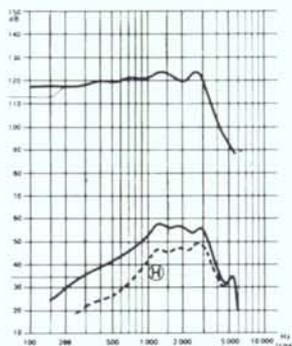
Modisches Design
Ausgereifte Schaltungstechnik
Servicefreundlicher Innenaufbau

Exzellent 77 AL-PP



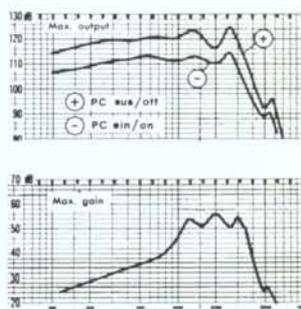
AL-PP: kontinuierlich regelbare Output-Absenkung ca. 10 dB/Tonblende (Schraubenziehereinstellung). (Electret-Mikrofon)

Exzellent 77 ALC (AVC)



ALC: kontinuierlich regelbare Dynamik-Kompression/Tonblende (Schraubenziehereinstellung). (Electret-Mikrofon)

Exzellent 77 ALPC



ALPC ist das Standardgerät der neuen Reihe. (Keramik-Mikrofon)

viennatone HÖRGERÄTE

ein Name mit Weltgeltung - ein Begriff für Qualität

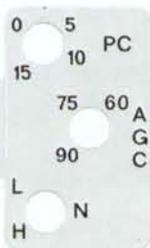
SIEMENS

AURICULINA 24 PP-AGC-I



Ein HdO-Gerät nach dem neuesten Stand der Technik:

Push-Pull-Gerät mit eingangsgesteuerter AGC (Einsatzpunkt stufenlos bis zu einem minimalen Eingangspegel von 60 dB einstellbar), kontinuierlich einstellbare PC und elektrische Klangblende L-N-H.



Alle Anpaßsteller sind am Kopf des Probanden leicht zu bedienen. Nach der Anpassung werden die Steller abgedeckt.

SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
Bereich Medizinische Technik,
8520 Erlangen, Gebbertstraße 125

ein neues HdO-Gerät von Siemens