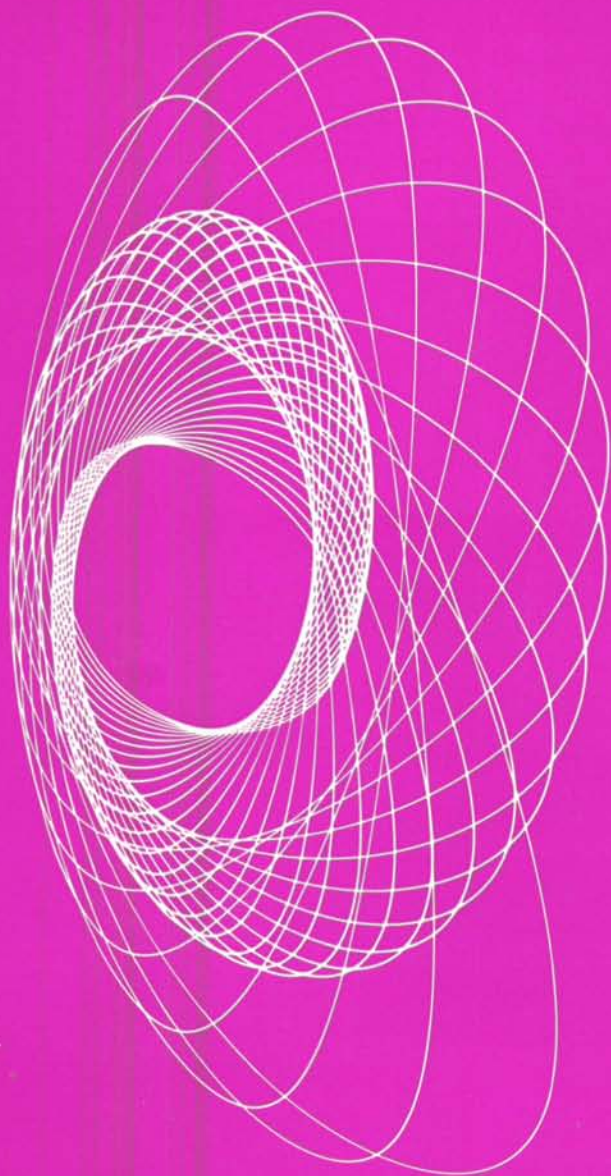


P 21976 F

ZEITSCHRIFT FÜR

# Hörgeräte- Akustik

JOURNAL OF AUDIOLOGICAL TECHNIQUE



16. JAHR

MAI 1977

HEFT **3**

nur  
**44 g**

**HP 8146 E**

**Super-Power**

Dieses Taschengerät der feder-gewichtigen Generation weist nicht nur ein neues Kunststoffgehäuse auf, sondern überzeugt durch seine technischen und akustischen Eigenschaften. Neben der getrennt regelbaren Höhen- und Tiefenabsenkung besitzt das HP 8146 E eine AMG und MOP (internat. Bezeichnung für PC).

Max. Lautstärkepegel (HAIC) 141 dB

Max. Verstärkung (HAIC) 87 dB

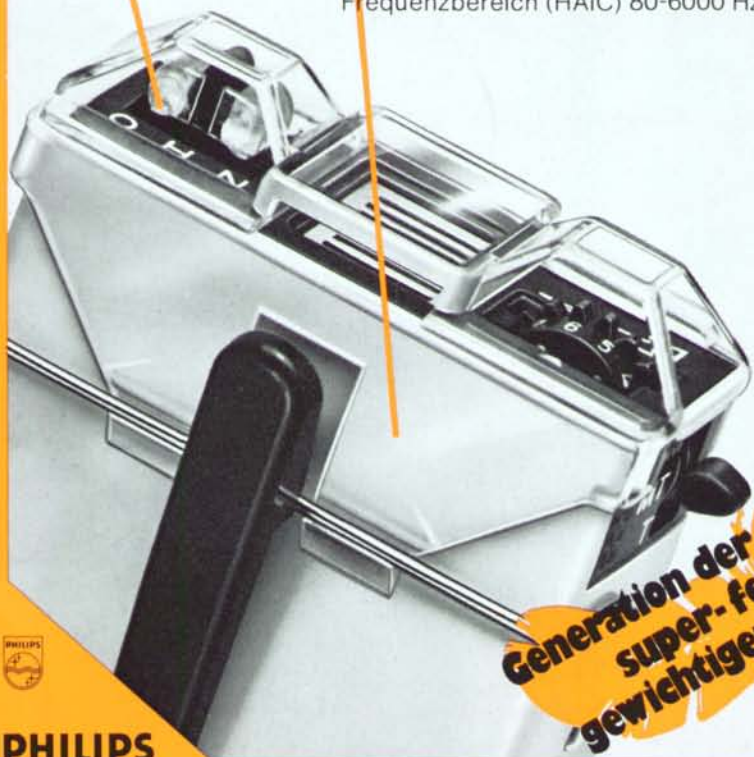
Frequenzbereich (HAIC) 80-6000 Hz

**Schutzkappe**

akustisch  
neutral

**Blockiernocke**

keine ungewollte  
Verstellung  
mehr



**Generation der  
super-feder-  
gewichtigen**



**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, Bad Tölz  
J. D. Hood, London - F. Ingerslev, Lyngby - B. Johansson, Stockholm  
R. Lehmann, Le Mans - E. Lehnhardt, Hannover  
W. Niemeyer, Marburg - T. Palva, Oulu - H. J. Pichler, Wien  
W. Pistor, Eutin - W. Reichardt, Dresden - L. Rüedi, Zürich  
G. Sacerdote, Torino - V. Savelli, Milano - H. G. Schmitt, Essen  
C. Wansdronk, Eindhoven - H. Weber, Zürich - F. Zöllner, Freiburg

median-verlag

Hans-Jürgen von Killisch-Horn, Heidelberg

16. Jahr/Vol. 16      Mai/May 1977

Nr. 3

	<b>Inhalt</b>	<b>Contents</b>	
<b>Klaus Brinkmann</b> <b>Utz Richter</b>	<b>Messungen an einem</b> <b>Knochenleitungs-Hörgerät</b>	<b>Measurements on a bone-</b> <b>conduction hearing aid</b>	<b>66</b>
<b>Ernest R. König</b>	<b>Hörgeräte-Anpassung</b>	<b>The Fitting of Hearing</b> <b>Aids</b>	<b>84</b>
	<b>Buchbesprechungen</b>	<b>Book review</b>	<b>97</b>
	<b>Aktuelles</b>	<b>Forthcoming Meetings</b>	<b>100</b>



# Messungen an einem Knochenleitungs-Hörgerät

Klaus Brinkmann  
Utz Richter

*Zusammenfassung* Am Beispiel einer Knochenleitungs-Hörbrille wird die Bestimmung der Übertragungseigenschaften von Knochenleitungs-Hörgeräten beschrieben. Zur Charakterisierung des Übertragungsverhaltens am natürlichen Gehör dient die »akustische Freifeld-Verstärkung«. Die mit Hilfe von Versuchspersonen erzielten Ergebnisse ermöglichen einen direkten Vergleich zwischen Knochenleitungs- und Luftleitungs-Hörgeräten. Durch eine objektive Messung am künstlichen Mastoid lassen sich Unterschiede zwischen Exemplaren von Knochenleitungs-Hörgeräten derselben Bauart einfach und schnell erfassen.

## 1. Einleitung

In der Praxis der Hörgeräte-Versorgung kommt es vor, daß ein Luftleitungs-Hörgerät nicht verordnet werden kann, weil Ohrpaßstücke schlecht vertragen werden oder aus anatomischen Gründen nicht angepaßt werden können. Handelt es sich in einem solchen Fall um eine Schalleitungsstörung mit noch normaler oder fast normaler Innenohrleistung, dann kann häufig mit einem Knochenleitungs-Hörgerät ausgeholfen werden [1].

Diese Knochenleitungs-Hörgeräte werden heute fast ausschließlich in Form von Hörbrillen hergestellt. Abb. 1 zeigt ein Beispiel. Das Hörgerät ist bei diesem Modell [2] in einem einzigen Brillenbügel untergebracht. Der Schall gelangt zum Mikrophon über eine Öffnung seitlich am Brillenbügel, die bei aufgesetzter Brille etwas oberhalb und vor der Ohrmuschel liegt. Die verstärkten Schallschwingungen werden über den Vibrator am Ende des Brillenbügels an den etwas hervorstehenden Knochen hinter der Ohrmuschel (Mastoid-Fortsatz) weitergegeben.

Ein befriedigendes und allgemein anerkanntes Verfahren zur Ermittlung der akustischen Übertragungseigenschaften dieser Knochenleitungs-Hörbrillen gibt es bisher nicht. Die einzelnen Herstellerfirmen sind darauf angewiesen, eigene Meßverfahren zu entwickeln und anzuwenden. Im folgenden soll eine Kalibriermethode aufgezeigt werden, die es ermöglicht, das Übertragungsverhalten einer Knochenleitungs-Hörbrille am natürlichen Gehör richtig zu beschreiben. Die Methode ist auf alle Knochenleitungs-Hörgeräte anwendbar und gestattet auch den Vergleich der Eigenschaften eines Knochenleitungs-Hörgerätes mit denen eines Luftleitungs-Hörgerätes.

## 2. Meßmethode

Die für die Beurteilung eines Hörgerätes wichtigsten Daten sind der Frequenzgang im linearen Arbeitsbereich, die größte akustische Verstärkung sowie die Kurve des maximalen Ausgangsschalldruckpegels, bezogen jeweils auf das mittlere natürliche Gehör.

## 1. Introduction

When fitting hearing aids, it sometimes occurs that an air-conduction hearing aid cannot be used because the earmould is intolerable or cannot be fitted for anatomic reasons. If we are dealing with a case of conductive hearing loss with normal or almost normal performance of the inner ear, then it is often possible to take recourse to a bone-conduction hearing aid [1].

Nowadays, bone-conduction hearing aids are made almost exclusively in the form of hearing glasses. Fig. 1 shows an example. In this model the hearing aid [2] is housed in a single spectacle arm. The sound reaches the microphone via an aperture at the side of the arm. When the glasses are worn this aperture is somewhat above and in front of the auricle. The amplified sound vibrations are transmitted via the vibrator at the end of the spectacle arm to the slightly protruding bone behind the auricle (mastoid process).

There is as yet no known satisfactory and generally recognized method of determining the acoustic transmission properties of these bone-conduction hearing glasses. The individual manufacturers are obliged to develop and use their own measuring methods. This paper deals with a calibration method which enables the transmission behaviour of bone-conduction hearing glasses at the human ear to be correctly described. The method can be used for all bone-conduction hearing aids, and it allows the properties of a bone-conduction hearing aid to be compared with those of an air-conduction hearing aid.

## 2. Measuring method

The most important data for the assessment of a hearing aid are the frequency response in the linear working range, the maximum acoustic gain and the curve of the maximum output sound pressure level, all referred to the mean natural ear.

For air-conduction hearing aids, the (frequency dependent) "insertion gain" of the hearing aid serves to characterize its transmission properties at the human ear [3]. For any frequency this is equal to the difference in the sound pressure



# Measurements on a bone-conduction hearing aid

**Summary** *Using a pair of bone-conduction hearing glasses, the determination of the transmission properties of bone-conduction hearing aids is described. To characterize the transmission behaviour at the human ear, the "free-field gain" is employed. The results obtained with test persons allow a direct comparison between bone-conduction and air-conduction hearing aids to be made. By means of an objective measurement on an artificial mastoid, the differences between samples of bone-conduction hearing aids of the same type are easily and rapidly detected.*

Bei Luftleitungs-Hörgeräten dient zur Charakterisierung ihrer Übertragungseigenschaften am natürlichen Ohr die (frequenzabhängige) »wirksame akustische Verstärkung« des Hörgerätes [3]. Sie ist bei jeder Frequenz gleich der Differenz der Schalldruckpegel am Trommelfell bei getragenen Hörgerät und bei offenem Gehörgang, wenn in beiden Fällen die gleiche ebene Schallwelle zur Ermittlung der Daten benutzt wird. Die »wirksame akustische Verstärkung« ist im linearen Arbeitsbereich des Hörgerätes mit der »akustischen Freifeld-Verstärkung« nach [4] identisch.

Eine entsprechende Definition für Knochenleitungs-Hörgeräte würde lauten: Die »wirksame akustische Verstärkung« ist bei jeder Frequenz gleich der Differenz der Kraftpegel am Eingang zum Innenohr einer normalhörenden Person bei getragenen Hörgerät (wobei nur die Knochenschallkomponente zu berücksichtigen ist) und ohne Hörgerät, wenn in beiden Fällen die gleiche ebene Schallwelle zur Ermittlung der Daten benutzt wird.

Der am Trommelfell auftretende Schalldruckpegel ist einer Messung nur schwer, der am Eingang zum Innenohr wirkende Kraftpegel der Messung überhaupt nicht zugänglich. Man kann die Bestimmung dieser Größen jedoch umgehen, indem man mit Hilfe eines subjektiven Lautstärkevergleichs die Lautstärke des vom Hörgerät erzeugten Tones der Lautstärke einer ebenen Schallwelle gleicher Frequenz zuordnet. Ein entsprechendes Meßverfahren ist für Luftleitungs-Hörgeräte in [4] beschrieben.

Die »wirksame akustische Verstärkung« oder »akustische Freifeld-Verstärkung« einer Knochenleitungs-Hörbrille läßt sich auf folgende Weise bestimmen: Zuerst wird die Kabelverbindung vom Hörgeräte-Verstärker zum Knochenleitungshörer unterbrochen. Dann wird für den im Brillenbügel eingebauten Knochenleitungshörer diejenige freie Schallwelle (mit dem Schalldruck  $p_{FF2}$ ) bestimmt, die im Mittel einer Anzahl von Personen gleich laut erscheint wie der vom Knochenleitungshörer bei bekannter Klemmenspannung  $U$  abgegebene Knochenleitungston gleicher Frequenz. Diese Messung ist als Bestimmung des Freifeldübertragungsfaktors ( $p_{FF2}/U$ ) eines Knochenleitungshörers bekannt [5]. Anschließend wird der Knochenleitungshörer wieder mit dem Verstärkerausgang verbunden, und es wird in einem zweiten

level at the eardrum when the hearing aid is worn, and when the ear canal is open, if the same plane sound wave is used in both cases to determine the data. In the linear working range of the hearing aid the "insertion gain" is identical to the "free-field gain" [4].

A corresponding definition for bone-conduction hearing aids would be: The "insertion gain" at any frequency is equal to the difference between the force level at the entrance to the inner ear of a person with normal hearing when a hearing aid is worn (whereby only the bone sound component has to be taken into consideration) and without a hearing aid, if the same plane sound wave is used in both cases to determine the data.

The sound pressure level at the eardrum is difficult to measure, whilst that at the entrance to the inner ear cannot be measured at all. However, it is possible to avoid measuring these quantities by correlating the loudness of the sound produced by the hearing aid to the loudness of a plane sound wave of the same frequency by means of a subjective loudness comparison. An appropriate measuring method for air-conduction hearing aids is described in [4].

The "insertion gain" or "free-field gain" of bone-conduction hearing glasses can be determined in the following manner: first the wiring between the hearing aid amplifier and the bone-conduction receiver is disconnected. For the bone-conduction receiver fitted in the spectacle side arm, that free sound wave (of sound pressure  $p_{FF2}$ ) is then determined which, on average appears to be as loud for a number of persons as the bone-conduction sound of the same frequency delivered by the bone-conduction receiver at a known terminal voltage  $U$ . This measurement is known as the determination of the free-field sensitivity factor ( $p_{FF2}/U$ ) of a bone-conduction receiver [5]. Then the bone-conduction receiver is connected to the amplifier output once more, and in a second step the alternating voltage  $U$  is determined which, on average, is obtained at the input terminals of the bone-conduction receiver when a free sound wave of sound pressure  $p_{FF1}$  impinges on the hearing glasses worn by the test person from the front. The "free-field gain" factor ( $p_{FF2}/p_{FF1}$ ) can then be calculated according to the following equation:

$$\frac{p_{FF2}}{p_{FF1}} = \left( \frac{p_{FF2}}{U} \right) \cdot \left( \frac{U}{p_{FF1}} \right) \quad (1)$$



Schritt diejenige Wechselspannung  $U$  bestimmt, die sich im Mittel an den Eingangsklemmen des Knochenleitungshörers einstellt, wenn auf die von Versuchspersonen getragene Hörbrille von vorne eine freie Schallwelle mit dem Schalldruck  $p_{FF1}$  trifft. Der akustische Freifeld-Verstärkungsfaktor ( $p_{FF2}/p_{FF1}$ ) läßt sich dann entsprechend folgender Verknüpfung berechnen:

$$\frac{p_{FF2}}{p_{FF1}} = \left( \frac{p_{FF2}}{U} \right) \cdot \left( \frac{U}{p_{FF1}} \right) \quad (1)$$

Wiederholt man diese Messung für eine Reihe von Frequenzen, so erhält man die »Freifeld-Wiedergabekurve« der Knochenleitungs-Hörbrille.

Bei der Beurteilung eines Knochenleitungs-Hörgerätes mit Hilfe der akustischen Freifeld-Verstärkung muß aber folgende Besonderheit beachtet werden: Im Gegensatz zu Luftleitungs-Hörgeräten ist die Freifeld-Verstärkung bei Knochenleitungs-Geräten nur für Ausgangsschalldruckpegel unterhalb von 80 dB weitgehend linear [6]. Der Grund dafür ist darin zu suchen, daß bei dem Vergleich des Knochenleitungs-tones der Hörhilfe mit dem Luftleitungston der Übertragungsfaktor des Mittelohres in die Messung eingeht [5] und dieser Übertragungsfaktor für Pegel über etwa 80 dB zunehmend kleiner wird.

### 3. Meßergebnisse

#### 3.1. Das Kuppler-Übertragungsmaß des Knochenleitungshörers

Vor Beginn von langwierigen psycho-akustischen Messungen muß überlegt werden, wie die objektiven Übertragungseigenschaften des benutzten Wandlers – im vorliegenden Fall die des im Brillenbügel eingebauten Vibrators – ermittelt werden können. Denn zum einen können sich diese Übertragungseigenschaften durch den Gebrauch ändern – zum anderen möchte man gerne wissen, wie stark verschiedene Exemplare derselben Bauart in ihren Eigenschaften voneinander abweichen.

Zur objektiven Kalibrierung von Knochenleitungshörern dienen künstliche Mastoide. Diese Meßinstrumente belasten den Vibrator mit einer ähnlichen mechanischen Impedanz wie das natürliche Mastoid und ermöglichen es, die vom Vibrator abgegebene Wechselkraft mittels eines eingebauten Kraftaufnehmers zu messen (zum Beispiel [7]).

Leider sind die zur Zeit erhältlichen und von der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) genormten künstlichen Mastoide für die Kalibrierung von Audiometer-Knochenleitungshörer vorgesehen. Genormte Audiometer-Knochenleitungshörer haben eine ebene Auflagefläche von 1,75 cm<sup>2</sup> und werden mit einer statischen Kraft von 5,4 N an das natürliche bzw. das künstliche Mastoid angedrückt. Die Ankoppelungsbedingungen von Knochenleitungshörern in Hörgeräten an den natürlichen Kopf sind aber andere. Die Auflageflächen sind häufig nicht eben, und die Werte

If this measurement is repeated for a number of frequencies the "free-field response curve" of the hearing glasses is obtained.

However, when assessment of a bone-conduction hearing aid is made by means of the "free-field gain" the following characteristic must be observed: in contrast to air-conduction hearing aids, the "free-field gain" with bone-conduction instruments is extensively linear only for output sound pressure levels below 80 dB [6]. The reason for this is that, in the comparison of the bone-conduction sound of the hearing aid with the air-conduction sound, the transmission factor of the middle ear enters into the measurement [5], and this transmission factor becomes increasingly smaller for levels above about 80 dB.

### 3. Measuring results

#### 3.1. The coupler sensitivity level of the bone-conduction receiver

Before time-consuming psycho-acoustic measurements are begun, it should be considered how the objective transmission properties of the transducer used – in our case the vibrator fitted in the spectacle side arm – may be determined. For on the one hand, these transmission properties can change with use and, on the other hand, it would be useful to know to what extent different samples of the same type differ in their properties.

For the objective calibration of bone-conduction receivers artificial mastoids are used. These measuring instruments load the vibrator with a similar mechanical impedance as the natural mastoid, and make it possible for the alternating force produced by the vibrator to be measured by means of a built-in force sensor (e.g. [7]).

Unfortunately, the artificial mastoids available at present, and standardized by the International Electrotechnical Commission (IEC), are intended for the calibration of audiometer bone-conduction receivers. Standard audiometer bone-conduction receivers have a flat contact area of 1.75 cm<sup>2</sup> and are applied to the natural or artificial mastoid with a static force of 5.4 N. However, the coupling conditions of bone-conduction receivers in hearing aids on the natural mastoid are different. The area of contact is quite often not flat and their values vary between 0.7 cm<sup>2</sup> and 2.5 cm<sup>2</sup>. The applied static force is determined by the ease of wear and lies between 1 N and 2 N.

Nevertheless, should one wish to use an artificial mastoid for calibrating hearing aid bone-conduction receivers, then it is important to determine whether the alternating force measured using the artificial mastoid corresponds to that delivered on average by the special vibrator to the natural mastoid. This will be the case when the mechanical impedance agree approximately in both cases.

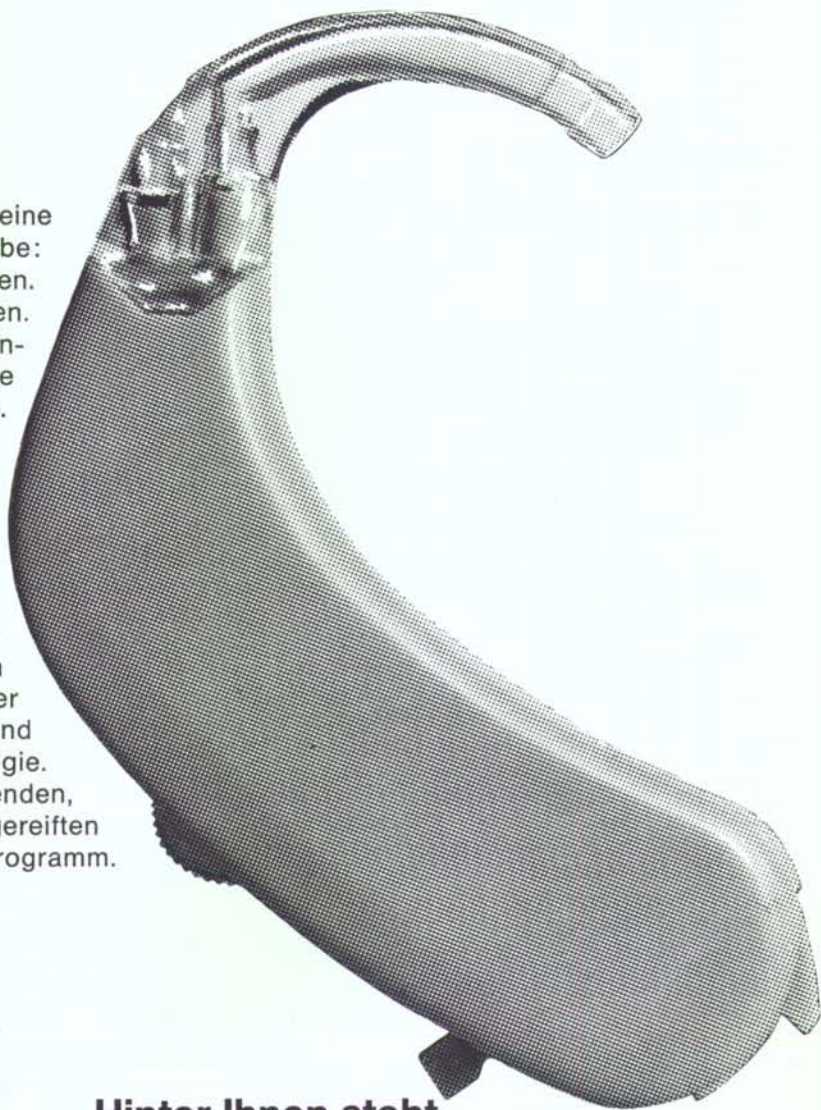
# Gemeinsam helfen- gemeinsam ans Ziel.

Sie haben eine  
schwere Aufgabe:  
Helfen.

Lebensmut geben.  
Menschen wieder ein-  
gliedern in unsere  
Gesellschaft.

Bosch unterstützt  
Sie bei der Lösung:  
Mit breit angelegter  
Grundlagenforschung  
auf Konzernebene.

Mit  
Spitzenleistungen  
im Bereich der  
Elektronik und  
Technologie.  
Mit einem umfassenden,  
ausgereiften  
Geräte-Programm.



Hinter Ihnen steht  
**BOSCH**



schwanken zwischen  $0,7 \text{ cm}^2$  und  $2,5 \text{ cm}^2$ . Die Andrückkraft ist bestimmt durch den Tragekomfort und liegt zwischen 1 N und 2 N.

Will man zur Kalibrierung von Hörgeräte-Knochenleitungshörern dennoch ein künstliches Mastoid einsetzen, so ist es wichtig, sich darüber Klarheit zu verschaffen, ob die mit dem künstlichen Mastoid gemessene Wechselkraft mit der übereinstimmt, die von dem speziellen Vibrator im Mittel an das natürliche Mastoid abgegeben wird. Dies wird dann der Fall sein, wenn die mechanischen Impedanzen in beiden Fällen in etwa übereinstimmen.

Der Knochenleitungshörer in der Hörbrille nach Abb. 1 hat eine runde, leicht gewölbte Auflagefläche von  $0,75 \text{ cm}^2$ . Die Andrückkraft wird mit 2 N angesetzt. Zu diesen Parametern sind in Abb. 2a und 2b der Real- und der Imaginärteil der mechanischen Impedanz am natürlichen Kopf zusammen mit den Werten, die im Mittel an zwei künstlichen Mastoiden vom Typ 4930 der Fa. Brüel & Kjaer (Ser. Nr. 331276 und 590973) gemessen wurden, dargestellt.

Die dem natürlichen Kopf zugeordneten Impedanzwerte wurden aus zwei in einer früheren Arbeit [8] veröffentlichten Kurvenscharen extrapoliert. Diese Kurvenscharen beschreiben das Verhalten der mechanischen Impedanz am natürlichen Kopf bei Änderungen der Andrückkraft bzw. der Auflagefläche. Aus Abb. 2a und 2b ist zu entnehmen, daß die Hörbrille am künstlichen Mastoid mit einer wesentlich höheren mechanischen Impedanz belastet wird als am natürlichen Mastoid. Die vom künstlichen Mastoid angezeigte Wechselkraft wird daher nicht mit der im Mittel auf das natürliche Mastoid übertragenen Wechselkraft übereinstimmen, sondern höher ausfallen [5].

Ein weiterer kritischer Punkt ist die Reproduzierbarkeit der Kupplermessung. Um bei mehreren aufeinanderfolgenden Messungen zu einer gleichen Anzeige zu kommen, muß der im Brillenbügel eingebaute Vibrator immer unter dem gleichen Winkel mit gleicher statischer Kraft auf die gleiche Stelle an der Oberfläche des künstlichen Mastoids gedrückt werden. Die Abb. 3 zeigt eine Vorrichtung, mit der diese Forderungen erfüllt werden können. Der Brillenbügel wird auf einen Hebelarm gesteckt und über diesen mit Hilfe einer Feder gegen die Mastoidoberfläche gedrückt. Die Andrückkraft läßt sich mit Hilfe einer Stellschraube verändern. In Abb. 4 ist das im Frequenzbereich zwischen 250 Hz und 8000 Hz in Oktav-Abständen gemessene Kuppler-Übertragungsmaß des Knochenleitungshörers mit Brillenbügel wiedergegeben. Die Reproduzierbarkeit der Messung betrug  $\pm 1 \text{ dB}$ .

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Kalibrierung von Knochenleitungshörern aus Hörhilfen mit Hilfe eines künstlichen Mastoids vom Typ 4930 sehr reproduzierbare Kupplerkurven ergibt. Sieht man einmal von den Exemplarstreu-



Abb. 1 Eine Knochenleitungs-Hörbrille

Fig. 1 Bone-conduction hearing glasses

The bone-conduction receiver in the hearing glasses shown in Fig. 1 has a round, slightly curved contact area of  $0.75 \text{ cm}^2$ . The applied static force is 2 N. Corresponding to these parameters, Figs. 2a and 2b show the real and imaginary parts of the mechanical impedance at the natural head, together with the values measured on the average for two artificial mastoids of the type 4930 of Brüel & Kjaer (ser. no. 331276 and 590973).

The impedance values associated with the natural head were extrapolated from two families of curves published in an earlier paper [8]. These families of curves describe the behaviour of the mechanical impedance at the natural head when the applied static force or the area of contact are changed. From the Figs. 2a and 2b one can see that the hearing glasses on an artificial mastoid are loaded with a considerably higher mechanical impedance than on the natural mastoid. Hence the alternating force indicated by the artificial mastoid will not agree with the average with the alternating force transmitted to the natural mastoid, but will be higher [5].

A further critical point is the reproducibility of the coupler measurement. In order to obtain the same display for several successive measurements, the vibrator fitted in the spectacle side arm must always be applied at the same angle, with the same static force at the same position on the surface of the



ungen unter den künstlichen Mastoiden dieses Typs [5] ab und benutzt nur ein Kuppler-Exemplar, so ist dieses sehr wohl zur Produktionskontrolle als auch zur Ermittlung der augenblicklichen objektiven Übertragungseigenschaften eines Knochenleitungshörers aus einer Hörhilfe geeignet. Da die mechanische Impedanz aber nicht mit der unter normalen Ankoppelungsbedingungen am natürlichen Kopf zu finden-

artificial mastoid. Fig. 3 shows a device which meets these requirements. The spectacle side arm is attached to a lever arm which with the aid of a spring presses it against the mastoid surface. The applied static force can be adjusted using a screw. Fig. 4 shows the coupler sensitivity level of the bone-conduction receiver with spectacle side arm measured in the frequency range between 250 Hz and 8000 Hz in octave

Abb. 2a Mechanische Reaktanz an natürlichen Stirnen  $\circ$ — $\circ$  und an künstlichen Mastoiden  $\bullet$ — $\bullet$  (Auf-lagefläche 0,75 cm<sup>2</sup>, Andrückkraft 2 N)

Fig. 2a Mechanical reactance at the natural head  $\circ$ — $\circ$  and at the artificial mastoid  $\bullet$ — $\bullet$  (contact area 0.75 cm<sup>2</sup>, applied static force 2 N)

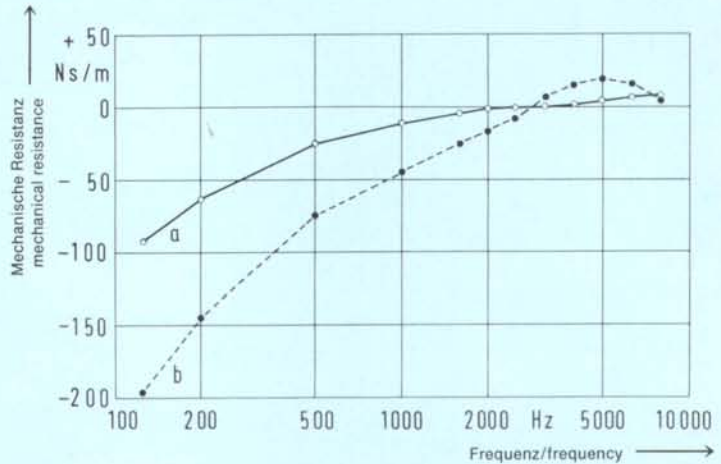
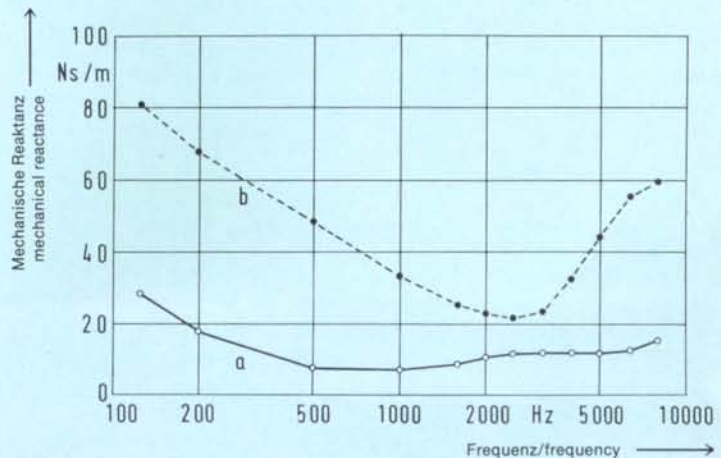


Abb. 2b Mechanische Resistanz an natürlichen Stirnen  $\circ$ — $\circ$  und an künstlichen Mastoiden  $\bullet$ — $\bullet$  (Auf-lagefläche 0,75 cm<sup>2</sup>, Andrückkraft 2 N)

Fig. 2b Mechanical resistance at the natural head  $\circ$ — $\circ$  and at the artificial mastoid  $\bullet$ — $\bullet$  (contact area 0.75 cm<sup>2</sup>, applied static force 2 N)



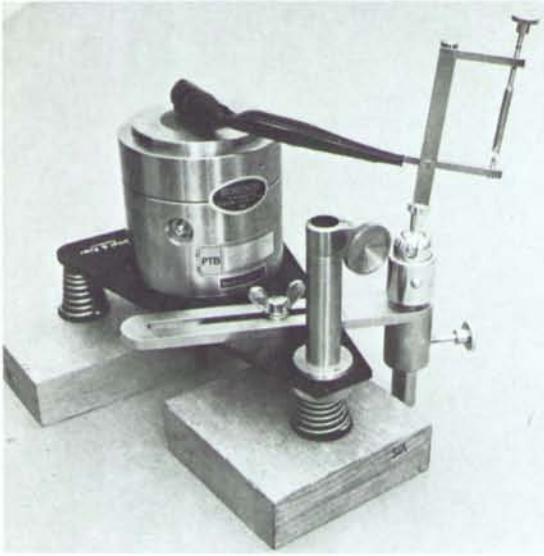


Abb. 3 Vorrichtung zur Messung des Kuppler-Übertragungsmaßes von in Brillenbügeln eingebauten Knochenleitungshörern

Fig. 3 Device for measuring the coupler sensitivity level of bone-conduction receivers fitted in spectacle side arms

den Impedanz übereinstimmt, kann weder von den Kupplerkurven auf die Übertragungskurven am natürlichen Kopf geschlossen werden, noch dürfen ohne weiteres Kupplerkurven der einen Bauart mit denen einer anderen Bauart verglichen werden.

### 3.2. Das Freifeld-Übertragungsmaß des Knochenleitungshörers

Über die Bestimmung des Freifeld-Übertragungsmaßes eines Knochenleitungshörers ist bereits in einer früheren Arbeit berichtet worden [5]. Gegenüber jenen Messungen trugen die 11 Versuchspersonen bei den hier beschriebenen Untersuchungen eine Knochenleitungs-Hörbrille, deren aktiver Bügel am linken Mastoid auflag. Die Auflagefläche betrug  $0,75 \text{ cm}^2$ . Da das Brillengestell nicht an die individuelle Kopfform jeder einzelnen Versuchsperson angepaßt werden konnte, erreichte die Andrückkraft nicht bei jeder Person den Wert  $2 \text{ N}$ , sondern fiel im Mittel mit  $1,5 \text{ N}$  etwas geringer aus. Es wurde in Oktav-Abständen zwischen  $250 \text{ Hz}$  und  $8 \text{ kHz}$  gemessen. Bei allen Frequenzen war der vom Knochenleitungshörer abgestrahlte Luftschall deutlich geringer als der erzeugte Knochenschall. Der Schalldruckpegel des Vergleichs-Luftschalles betrug im Mittel  $50 \text{ dB}$ .

Den Verlauf des gemessenen Freifeld-Übertragungsmaßes gibt Abb. 4 wieder. Typisch für den subjektiven Frequenzgang eines Knochenleitungshörers sind das Maximum in der Nähe von  $2000 \text{ Hz}$  sowie das Minimum bei  $4000 \text{ Hz}$ . Die

intervals. The reproducibility of the measurement was  $\pm 1 \text{ dB}$ .

To summarize, one may say that the calibration of bone-conduction receivers of hearing aids using an artificial mastoid of the type 4930 gives reproducible coupler curves. If we ignore the scatter amongst the individual samples of this type of artificial mastoid [5] and use only one coupler, then this is well suited for production control and for determining the momentary objective transmission properties of the bone-conduction receiver of a hearing aid. However, since the mechanical impedance does not agree with the impedance under normal coupling conditions on the head, it is not possible to draw any conclusions about the transmission curves at the natural head from the coupler curves, nor can one compare the coupler curves of one type of hearing aid with those of another type.

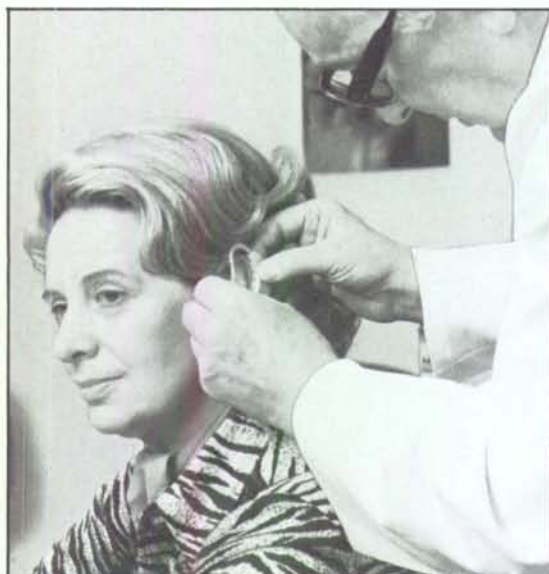
### 3.2. The free-field sensitivity level of the bone-conduction receiver

A report on the determination of the free-field sensitivity level of a bone-conduction receiver has been given in an earlier paper [5]. In contrast with those measurements, the 11 test persons of the present study wore bone-conduction hearing glasses the active side-arm of which was applied to the left mastoid. The area of contact was  $0.75 \text{ cm}^2$ . Since the spectacle frame could not be adapted to the head shape of each individual test person, the applied static force did not amount to  $2 \text{ N}$  for each person, but was on the average about  $1.5 \text{ N}$ . Measurements were carried out at octave intervals between  $250 \text{ Hz}$  and  $8 \text{ kHz}$ . At all frequencies, the air sound radiated by the bone-conduction receiver was markedly less than the bone sound produced. The sound pressure level of the control air sound had a mean value of  $50 \text{ dB}$ .

Fig. 4 shows the curve of the free-field sensitivity level measured. The maximum in the vicinity of  $2000 \text{ Hz}$  and the minimum at  $4000 \text{ Hz}$  are typical for the subjective frequency response of a bone-conduction receiver. The relatively large scatter of the results of measurements on various persons – indicated in Fig. 4 by the standard deviations – is due to the mechanical impedance varying from person to person, the individual head and ear dimensions and differing middle ear transmission, rather than to the unreliability of the measuring method.



# Ihre Arbeit erfordert vielseitiges Engagement



Fachgerechte Anpassung

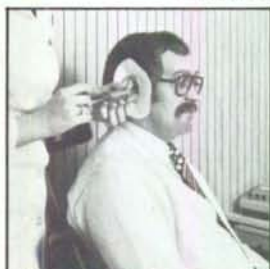


Audiometrische Analyse

Sieben Szenen aus dem Berufsalltag des Hörgeräte-Akustikers machen beispielhaft deutlich, wie vielfältig die Anforderungen an einen Fachmann dieses Spezialgebietes sind: Von der psychisch-moralischen Unterstützung des Probanden bis hin zur Inventur. Jedes Gebiet fordert konzentrierte Leistung.



Handwerkliche Feinarbeit



Individuelle Ohrabdrucknahme



Kaufmännische Abwicklung



Schaufenstergestaltung



Berufliche Weiterbildung

## Technik und Service für die Praxis

Ihre tägliche Arbeit fordert fachlichen wie kaufmännischen Einsatz.

Wo immer wir können, wollen wir Ihnen behilflich sein: Durch ständige Fachinformationen, attraktive Verkaufsunterstützungen, durch unseren 24-Stunden-Service und durch anpassungsfreundliche Hörgeräte mit optimaler Leistung.



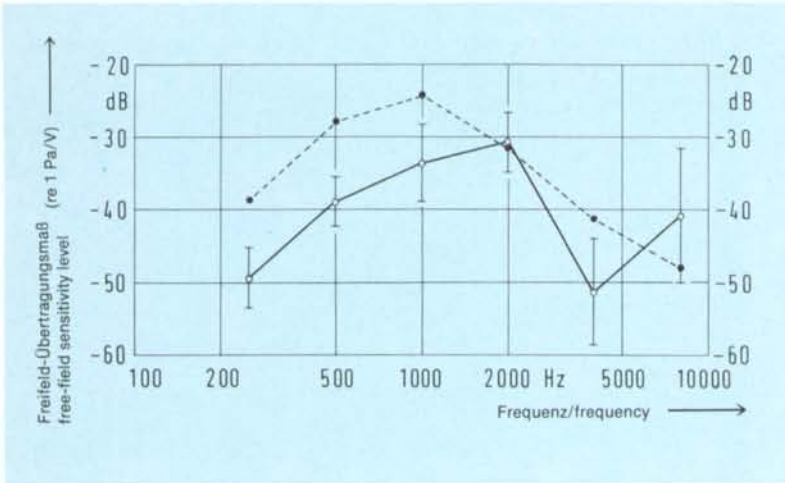


Abb. 4 Kuppler-Übertragungsmaß  
● - - - ● und Freifeld-Übertragungs-  
maß ○ - - - ○ des Knochenleitungs-  
hörers einer Hörbrille

Fig. 4 Coupler sensitivity level  
● - - - ● and free-field sensitivity  
level ○ - - - ○ of the bone-conduction  
receiver of a pair of hearing glasses

relativ großen Abweichungen zwischen den Meßergebnissen an verschiedenen Personen – in Abb. 4 gekennzeichnet durch die Standardabweichungen – sind weniger in der Unsicherheit des Meßverfahrens begründet, als vielmehr in der von Person zu Person unterschiedlichen mechanischen Impedanz, den einzelnen Kopf- und Gehörabmessungen sowie in einer unterschiedlichen Mittelohr-Übertragung.

### 3.3. Das Übertragungsverhalten von Mikrophon und Verstärker

Um das Übertragungsverhalten des Mikrophon- und Verstärker-Teiles der Hörbrille zu ermitteln, wurde der Knochenleitungshörer wieder an die Endstufe des Verstärkers angeschlossen. Die Spannung der eingesetzten Hörgeräte-Batterie betrug bei allen im folgenden beschriebenen Messungen 1,3 V. Das eingeschaltete Hörgerät wurde von einer in einem freien Schallfeld sitzenden Person getragen, und es wurde die an den Klemmen des Knochenleitungshörers resultierende Spannung gemessen. Die Verstärkung des Gerätes war so eingestellt, daß der Verstärker im linearen Bereich arbeitete. Der in Abwesenheit der Person gemessene Eingangsschalldruckpegel betrug bei allen Meßfrequenzen 60 dB.

Das Ergebnis der Messungen an einer Reihe von Personen zeigt Abb. 5. Auffallend ist bei diesem Gerät der starke Abfall zu niedrigen Frequenzen hin. Die Streuungen der Einzelmessungen betragen maximal  $\pm 2$  dB.

Im Vergleich zu den subjektiven Messungen am Knochenleitungshörer kommt man daher mit einer geringeren Anzahl von Versuchspersonen aus. Bringt man die Hörbrille allein in das freie Schallfeld ein, dann weichen bei 1500 Hz die

### 3.3. The transmission behaviour of microphone and amplifier

In order to determine the transmission behaviour of the microphone and amplifier of the hearing glasses, the bone-conduction receiver was once again connected to the output stage of the amplifier. In all the measurements described below the voltage of the hearing aid battery was 1.3 V. The switched-on hearing aid was worn by a person sitting in the free sound field and the voltage at the terminals of the bone-conduction receiver was measured. The gain of the instrument was set so that the amplifier operated in the linear range. The input sound pressure level, measured without the test person, was 60 dB for all measuring frequencies.

Fig. 5 shows the results of the measurements, carried out on a series of test persons. The strong drop towards the low frequencies is remarkable for this instrument. The scatter of the individual measurements was at the most  $\pm 2$  dB.

Compared with the subjective measurements on the bone-conduction receiver, a smaller number of test persons is required. If the hearing glasses alone are placed in the free sound field, then the resulting voltage values at 1500 Hz deviate by 6 dB at most from those determined with test persons. For the six frequency points of Fig. 5 the difference is less and is at most 3 dB.

At maximum gain setting, a voltage level (re 1 V) of  $-7$  dB was measured at the output of the amplifier for an input sound pressure level of 60 dB and frequency 1000 Hz.

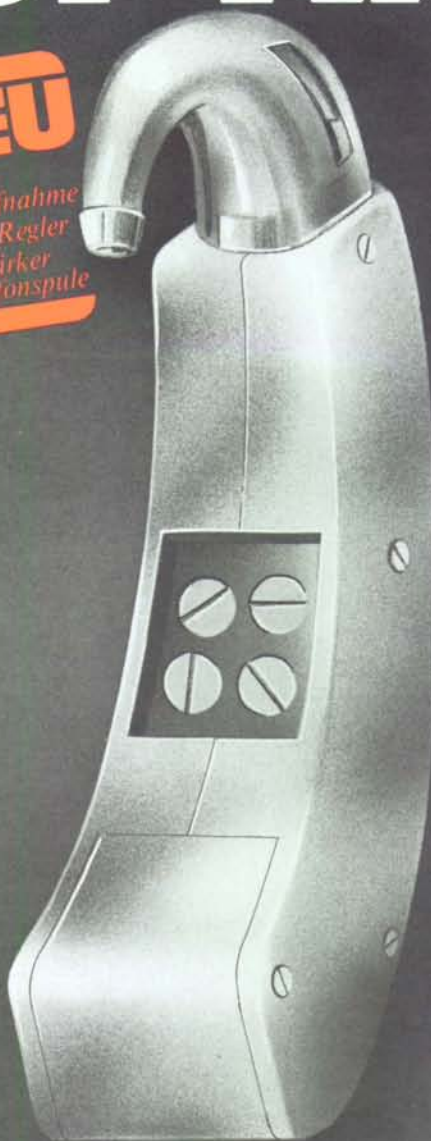
With increasing sound pressure at the input, the output voltage of the amplifier does not increase indefinitely but reaches a saturation limit, the value of which depends upon



# OPTIMAL

**NEU**

Frontale  
Schallaufnahme  
Bis zu 4 Regler  
Vorverstärker  
für Telefonspule



Die neue OPTIMA-Serie von INTERTON ELECTRONIC – eine wissenschaftliche Entwicklung, die die Ideen der täglichen Praxis optimal verwirklicht.

**OPTIMA** hat bis zu vier stufenlos einstellbare Regler: PC-Regelung, Tiefenabsenkung, Höhenabsenkung, AGC.

**OPTIMA** hat einen Vorverstärker für die Telefonspule – das bedeutet telefonieren ohne Nachregeln und sichert induktives Hören.

**OPTIMA** – ein erneuter Beweis intensiver Weiterentwicklung im Hause INTERTON ELECTRONIC, einem der großen europäischen Hersteller auf dem Gebiet der Elektronik.

**OPTIMA** unterstützt Ihre Anpassung durch Flexibilität und das klare technische Konzept.



Hörgeräte  
Elektronenrechner  
Fernsehspiele  
Elektronische Uhren  
Telefonverstärker

**INTERTON  
ELECTRONIC**

Ein Unternehmen  
der Firmengruppe Türk + Türk

Bergisch Gladbacher Str. 408-412  
5000 Köln 80  
Tel. 02 21 - 63 40 63

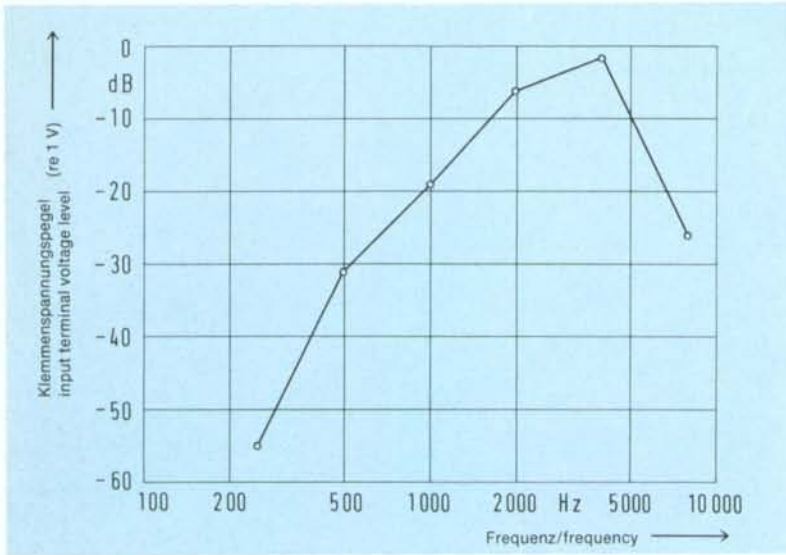


Abb. 5 Spannungspegel an den Eingangsklemmen des Knochenleitungs-hörers bei Betönen der Hörbrille am natürlichen Kopf mit einem Freifeld-Schalldruckpegel von 60 dB (reduzierte Verstärkung)

Fig. 5 Voltage level at the input terminal of the bone-conduction receiver when the hearing glasses are sonated on the natural head with a free-field sound pressure level of 60 dB (reduced gain)

resultierenden Spannungswerte um maximal 6 dB von den mit Versuchspersonen ermittelten Werten ab. In den sechs Frequenzpunkten der Abb. 5 ist der Unterschied geringer und beträgt höchstens 3 dB.

Bei maximaler Verstärkungseinstellung wurde am Ausgang des Verstärkers bei einem Eingangsschalldruckpegel von 60 dB und der Frequenz 1000 Hz ein Spannungspegel (re 1 V) von  $-7$  dB gemessen.

Mit steigendem Schalldruck am Eingang nimmt die Ausgangsspannung des Verstärkers nicht unbegrenzt zu, sondern erreicht eine Sättigungsgrenze, deren Wert von der Batteriespannung abhängt. Der maximale Ausgangsspannungspegel (re 1 V) hat einen nahezu frequenzunabhängigen Wert von  $+3$  dB.

### 3.4. Das Übertragungsverhalten der Hörbrille als Ganzes

Mit Hilfe der in Abb. 4 und 5 dargestellten Kurven sowie den im letzten Abschnitt angegebenen Daten können jetzt entsprechend Gleichung (1) die Übertragungs-Eigenschaften der gesamten Knochenleitungs-Hörbrille berechnet werden.

Den Verlauf der bei 1000 Hz normierten akustischen Freifeld-Verstärkung der Hörbrille zeigt Abb. 6. Zum Vergleich ist der entsprechende Frequenzgang eines Luftleitungs-Hörgerätes [4] eingezeichnet. Auffallend ist der zu niedrigen Frequenzen hin stark abfallende Verlauf beim Frequenzgang des Knochenleitungsgerätes. Der Grund dafür dürfte darin

the battery voltage. The maximum output voltage level (re 1 V) had an almost frequency independent value of  $+3$  dB.

### 3.4. The transmission behaviour of the hearing glasses as a whole

With the aid of the curves shown in Figs. 4 and 5, as well as the data given above, the transmission properties of the bone-conduction hearing glasses can now be calculated according to equation (1).

Fig. 6 shows the curve of the "free-field gain" of the hearing glasses normalized at 1000 Hz. For comparison, the corresponding frequency response of an air-conduction hearing aid is shown [4]. The steep slope of the frequency response of the bone-conduction instrument at low frequencies is noteworthy. The most probable reason for this is that the bone-conduction hearing glasses tested here were an older model with a magnetic microphone. These microphones are very sensitive to body-borne sound. In order to avoid feedback via the spectacle side-arm the gain has to be restricted at lower frequencies. Modern instruments, equipped with electret microphones, show more favourable transmission behaviour even at low frequencies [2].

At maximum gain setting of the hearing aid and input sound pressure level of 60 dB at a frequency of 1000 Hz, a free-field-equivalent output sound pressure level of 53 dB is obtained. This means that the maximum "free-field gain" at 1000 Hz is  $-7$  dB.



**WILLCO bedeutet stetiger Fortschritt durch neueste Technik**



## Richtungweisend

Richtmikrofon mit parallelem Vor-Rückwärtsverhältnis.  
Seitliche Einsprachöffnungen für weniger Windgeräusche

Ohrtragebügel  
überdrehbar

PC (kontinuierlich)  
regelbar bis - 15 dB  
Ohne Verstärkungsverlust!

Tonregelung (kontinuierlich)  
bis - 15 dB bei 500 Hz!



dreistufiger  
Betriebsarten-  
schalter

Lautstärkeregler  
mit Cermet-  
Widerstandsbahn

genial einfacher,  
robuster  
Ein-Ausschalter



Empfindlichkeit der Telefonspule entspricht  
der des Mikrofons (10 mA/m)

„Verkehrter“ Einbau des Chassis  
dadurch einfacher, schneller Service

Es gibt kein fortschrittlicheres als das H 56 Discriminator V Classic  
von WILLCO

### **WILLCO-Hörgeräte**

2000 Hamburg 62 · Essener Straße 91-93 · Tel. (040) 5 27 98 55

**WILLCO bedeutet stetiger Fortschritt durch neueste Technik**

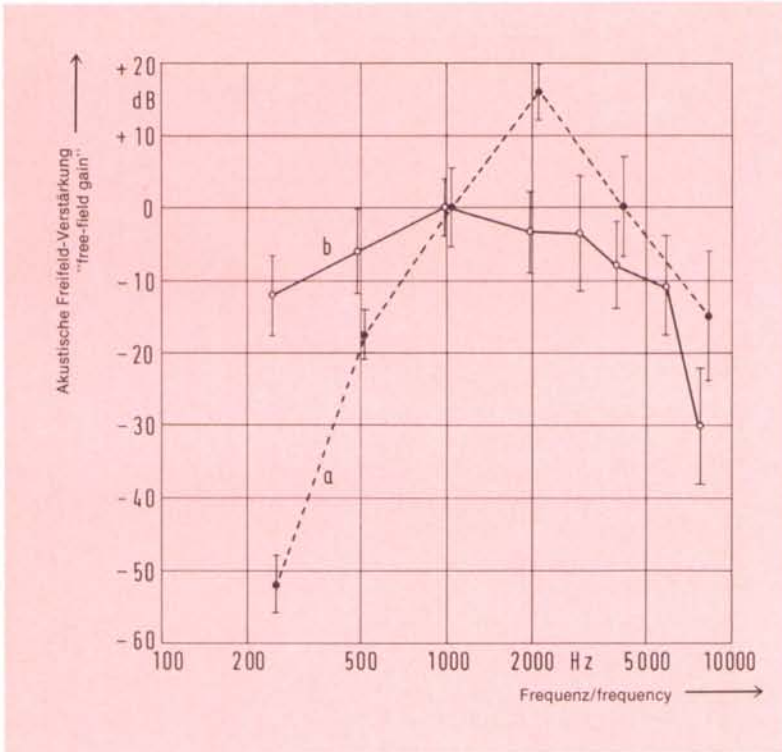


Abb. 6 Akustische Freifeld-Verstärkung von Hörgeräten (bezogen auf den Wert bei 1000 Hz)

a) Knochenleitungs-Hörbrille,  
b) HdO-Gerät (nach Starke)

Fig. 6 "Free-field gain" of hearing aids (referred to the value at 1000 Hz)

a) bone-conduction hearing glasses  
b) behind-the-ear hearing aid (after Starke)

zu suchen sein, daß es sich bei der hier untersuchten Knochenleitungs-Hörbrille um ein älteres Modell handelt, das noch mit einem Magnetmikrophon ausgerüstet ist. Diese Mikrophone sind sehr empfindlich gegen Körperschall. Um eine Rückkopplung über den Brillenbügel zu vermeiden, muß daher die Verstärkung bei tiefen Frequenzen gering gehalten werden. Modernere, mit Elektret-Mikrophonen ausgestattete Geräte haben auch bei den tiefen Frequenzen ein günstigeres Übertragungsverhalten [2].

Bei maximaler Verstärkungseinstellung am Hörgerät erhält man für einen Eingangsschalldruckpegel von 60 dB bei einer Frequenz von 1000 Hz einen dem Freifeld äquivalenten Ausgangsschalldruckpegel von 53 dB, das heißt die maximale akustische Freifeld-Verstärkung bei 1000 Hz beträgt -7 dB.

Anschaulich bedeutet dies: Ein Normalhörender hört den vom Hörgerät bei größter Verstärkungseinstellung erzeugten Knochenleitungston um 7 dB leiser als den Eingangston. Etwas günstiger liegen die Verhältnisse bei 2000 Hz. Hier ergibt sich immerhin eine echte akustische Freifeld-Verstärkung von +9 dB.

In other words, a person with normal hearing hears the bone-conduction sound produced by the hearing glasses at maximum gain setting by 7 dB fainter than the input sound. The conditions are slightly more favourable at 2000 Hz. Here a real "free-field gain" of +9 dB results.

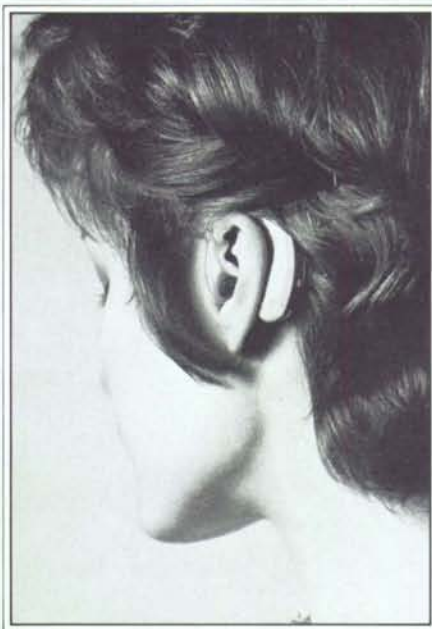
Also of interest is the maximum free-field equivalent output sound pressure level produced by the instrument. At very high input sound pressure levels the excitation voltage at the bone-conduction receiver assumes a constant value (see above). The frequency response of the free-field equivalent output sound pressure level then corresponds to the frequency response of the free-field sensitivity level of the bone-conduction receiver (Fig. 4). For the maximum equivalent output sound pressure level at 1000 Hz, for instance, 63 dB is obtained.

#### 4. Response curves of the hearing glasses on the artificial mastoid

The method described so far for measuring the transmission properties of bone-conduction hearing aids on the natural



# Energie ohne Probleme



## VARTA Ni-Cd-Batterien wirtschaftliche Energie für Hörgeräte

Immer mehr Menschen nutzen die vielfältigen Vorzüge der modernen Technik. So können sich Hörbehinderte mit modernen Hörgeräten wieder frei und ungezwungen bewegen. Die notwendige Energie liefern wiederaufladbare Nickel-Cadmium-Knopfzellen von VARTA. Sie erfüllen selbst die Forderungen anspruchsvollster Geräte. An Sicherheit und Zuverlässigkeit sind sie nicht zu überbieten. Sie sind mehrere 100 x wiederaufladbar, 100%ig auslaufsicher und nahezu unbegrenzt lagerfähig. Nickel-

Cadmium-Akkumulatoren sind zwar in der Erstanschaffung teurer als herkömmliche Batterien, machen sich aber schon in Kürze bezahlt.

### Info-Coupon:

Senden Sie uns ausführliche Informationen über VARTA Nickel-Cadmium-Knopfzellen für Hörgeräte

Name, Firma \_\_\_\_\_

Straße, Postfach \_\_\_\_\_

PLZ, Ort \_\_\_\_\_

Einsenden: DLA GmbH,  
Informationsdienst für die Markt-  
und Verkaufsförderung |  
der VARTA Batterie AG  
Postfach 1263 · 3004 Isernhagen 1

DLA 927

Der eigentliche Name für Ihre Batterien.

**VARTA**

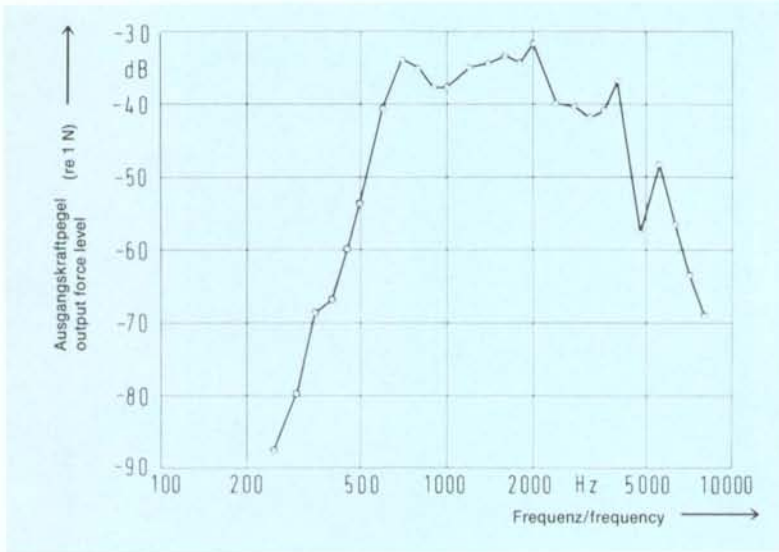


Abb. 7 Wiedergabekurve einer Knochenleitungs-Hörbrille am künstlichen Mastoid bei einem Eingangsschalldruckpegel von 60 dB und reduzierter Verstärkung

Fig. 7 Response curve of bone-conduction hearing glasses on the artificial mastoid with an input sound pressure level of 60 dB and reduced gain

Schließlich interessiert noch der maximale, dem Freifeld äquivalente Ausgangsschalldruckpegel, den das Gerät abgeben kann. Bei sehr hohen Eingangsschalldruckpegeln nimmt die Erregungsspannung am Knochenleitungshörer einen konstanten Wert an (s.o.). Der Frequenzgang des dem Freifeld äquivalenten Ausgangsschalldruckpegels entspricht dann dem Frequenzgang des Freifeld-Übertragungsmaßes des Knochenleitungshörers (Abb. 4). Für den maximalen äquivalenten Ausgangsschalldruckpegel bei 1000 Hz erhält man zum Beispiel 63 dB.

#### 4. Wiedergabekurven der Hörbrillen am künstlichen Mastoid

Das hier beschriebene Verfahren zur Messung der Übertragungseigenschaften von Knochenleitungs-Hörgeräten am natürlichen Gehör ist zu aufwendig, um es routinemäßig anwenden zu können. Insbesondere sind Eingriffe in die Schaltung, wie sie hier vorgenommen wurden, bei einer Produktionskontrolle wenig praktikabel. Um komplette Hörgeräte zumindest derselben Bauart schnell untereinander vergleichen zu können, benötigt man daher zusätzlich ein objektives Meßverfahren.

Versuchsweise wurde folgende Messung ausgeführt: Der entsprechend der Abb. 3 an das künstliche Mastoid angekoppelte aktive Brillenbügel wurde über einen Lautsprecher betönt. Da das künstliche Mastoid mit seinen großen Abmessungen das freie Schallfeld in schwer zu kontrollieren-

mastoid, is too complicated for routine use. In particular interference with the wiring as was the case here, is not to be recommended in view of final production control. Thus, in order to carry out a rapid comparison of complete hearing aids, those at least of the same type, an additional objective measuring method is required.

As a trial experiment the following measurement was carried out: the active spectacle side-arm coupled to an artificial mastoid according to Fig. 3 was sonated via a loudspeaker. Since the artificial mastoid with its extended dimensions modifies the free sound field in a manner difficult to control, the sound pressure level was measured directly at the input of the hearing aid microphone with the aid of a probe microphone (type 4170 of Brüel & Kjaer), and was set to a value of 60 dB for all frequencies. The measurement shall be carried out in a quiet room, which no longer needs to be anechoic.

A computer-controlled level measuring arrangement was used for the measurement. The bandwidth of the selective measuring amplifier was 10 Hz. With the aid of stored data for the frequency responses of the probe microphone and artificial mastoid, the alternating voltage values transmitted by the microphone and mastoid were automatically converted into the corresponding sound pressure and alternating force values.

The alternating force transferred under these experimental conditions from the hearing aid to the artificial mastoid was measured and plotted in Fig. 7 against the frequency as a





**NEU:  
750 AGC**

**Fortschritt  
durch eigene Ideen**

## **Danavox-Hörbrille Serie 750**

Unser neues Hörbrillenkonzept der Serie 750 bringt Ihnen endlich eine akustische Übereinstimmung mit den entsprechenden HdO-Geräten der Serie 745.

Begründung: Bei der Hörbrille und bei unseren HdO-Geräten liegt die Schalleintrittsöffnung windgeschützt über dem Ohr.

- Geräteinheit links und rechts verwendbar
- Bügel anatomisch für links und rechts vorgeformt
- Durch kurze Gerätezone Anpaßmöglichkeit auch für Kinder
- Frequenzbereich 260 - 7000 Hz.

**Danavox**

Danavox GmbH, 4150 Krefeld, Moerser Str. 162

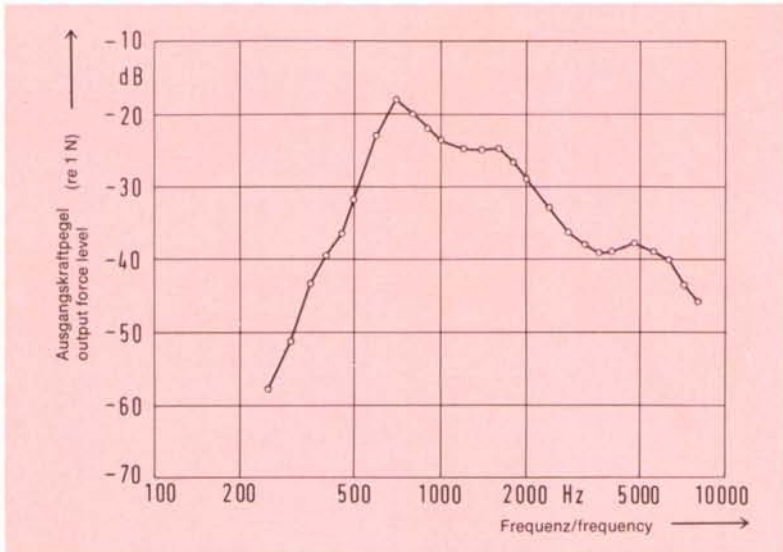


Abb. 8 Wiedergabekurve einer Knochenleitungs-Hörbrille am künstlichen Mastoid bei einem Eingangsschall-druckpegel von 90 dB und maximaler Verstärkung

Fig. 8 Response curve of bone conduction hearing glasses on the artificial mastoid with an input sound pressure level of 90 dB and maximum gain

der Weise verändert, wurde mit Hilfe eines Sondenmikrophons (Typ 4170 der Fa. Brüel & Kjaer) der Schalldruckpegel direkt am Eingang zum Hörgeräte-Mikrofon gemessen und bei allen Frequenzen auf den Wert 60 dB eingestellt. Die Messung muß in diesem Fall in einem ruhigen, aber nicht mehr notwendigerweise reflexionsarmen Raum stattfinden.

Für die Messung wurde eine Rechner-gesteuerte Pegelmeß-anlage benutzt. Die Bandbreite der selektiven Meßverstärker betrug 10 Hz. Mit Hilfe von eingespeicherten Daten für die Frequenzgänge von Sondenmikrofon und künstlichem Mastoid wurden die vom Mikrofon und vom Mastoid abgegebenen Wechselspannungswerte automatisch in entsprechende Schalldruck- und Wechselkraftwerte umgerechnet.

Die unter diesen Versuchsbedingungen vom Hörgerät auf das künstliche Mastoid übertragene Wechselkraft wurde gemessen und – als Wiedergabekurve der Knochenleitungs-Hörbrille am künstlichen Mastoid – in Abb. 7 über der Frequenz aufgetragen. Der Verstärkungssteller befand sich dabei in einer solchen Stellung, daß die resultierende Verstärkung um 5 dB unter der maximalen Verstärkung lag.

Berücksichtigt man den Unterschied zwischen dem Kuppler- und dem Freifeld-Übertragungsmaß des Knochenleitungs-hörers (siehe Abb. 4), dann folgt aus dem Kurvenverlauf nach Abb. 7 schon ziemlich genau sowohl der Frequenzgang der akustischen Freifeld-Verstärkung der Hörbrille (Abb. 6) als auch der angegebene Wert der maximalen akustischen Freifeld-Verstärkung bei 1000 Hz.

response curve of the bone-conduction hearing glasses on the artificial mastoid. The gain was set so that the resulting amplification was about 5 dB below the maximum gain.

If we allow for the difference between the coupler and the free-field sensitivity level of the bone-conduction receiver (see Fig. 4), then from the curve in Fig. 7 follow, to quite a high degree of accuracy, both the frequency response of the "free-field gain" of the hearing glasses (Fig. 6) and the given value of the maximum "free-field gain" at 1000 Hz.

Fig. 8 shows a response curve measured in an appropriate way at an input sound pressure level of 90 dB and maximum gain setting. Once more, from the difference between the coupler and the free-field sensitivity level conclusions may be drawn about the transmission properties of the hearing glasses on the natural head. At a frequency of 1000 Hz, for instance, this difference is  $-9$  dB re 1 Pa/N (see Fig. 4). The alternating force (re 1 N) of  $-23.5$  dB, taken from the response curve in Fig. 8, would then be equivalent to a maximum output sound pressure level of 61.5 dB.

## 5. Conclusion

At present there is no objective method for determining the "free-field gain" of bone-conduction hearing aids. For each new type of hearing aid the "free-field gain" must be determined anew with the aid of a sufficient number of persons of normal hearing. Once this has been done, the



Eine in entsprechender Weise gemessene Wiedergabekurve bei einem Eingangsschalldruckpegel von 90 dB und größter Verstärkungseinstellung zeigt Abb. 8. Wieder läßt sich schon mit Hilfe der Differenz zwischen Kuppler- und Freifeld-Übertragungsmaß des Knochenleitungshörers recht präzise auf das Übertragungsverhalten der Hörbrille am natürlichen Kopf schließen. Bei der Frequenz 1000 Hz z. B. beträgt (siehe Abb. 4) diese Differenz  $-9$  dB (re 1 Pa/N). Die aus der Wiedergabekurve in Abb. 8 entnommene Wechselkraft (re 1 N) von  $-23,5$  dB wäre dann einem maximalen Ausgangsschalldruckpegel von 61,5 dB äquivalent.

### 5. Schlußbemerkung

Ein objektives Verfahren zur Bestimmung der akustischen Freifeld-Verstärkung von Knochenleitungs-Hörgeräten gibt es zur Zeit nicht. Für jede neue Bauart dieses Hörgeräte-Typs muß die akustische Freifeld-Verstärkung mit Hilfe einer ausreichenden Zahl von normalhörenden Personen neu bestimmt werden. Ist dieses aber einmal geschehen, dann eröffnet die Messung von Wiedergabekurven am künstlichen Mastoid eine schnelle und genügend genaue Möglichkeit, die Übertragungseigenschaften von Hörgeräten derselben Bauart zu ermitteln.

### Literatur/References

- [1] Niemeyer, W.: Über Knochenleitungshörgeräte. Zts. f. Hörgeräte-Akust./J. Audiol. Tech. 4, 194 (1965)
- [2] Hueber, F.: Neue Erkenntnisse bei der Versorgung mit Knochenhörbrillen. Zts. f. Hörgeräte-Akust./J. Audiol. Tech. 12, 20 (1973)
- [3] Güttner, W.: Verbesserte Eingangs- und Ausgangsbedingungen beim Messen von Hörgeräten. Zts. f. Hörgeräte-Akust./J. Audiol. Tech. 15, 46 (1976)
- [4] Starke, C.: Über akustische Messungen an Hörgeräten. Zts. f. Hörgeräte-Akust./J. Audiol. Tech. 9, 2 (1970)
- [5] Richter, U., Brinkmann, K.: Das Übertragungsmaß von Knochenleitungshörern. Zts. f. Hörgeräte-Akust./J. Audiol. Tech. 15, 206 (1976)
- [6] Niemeyer, W.: Psychoakustische Ermittlung der Übertragungscharakteristik von Knochenleitungshörgeräten. Archiv Ohren- usw. Heilk. u. Z. Hals- usw. Heilk. 178, 485 (1961)
- [7] Artificial Mastoid Typ 4930, Instructions and Applications, Brüel & Kjaer (1970)
- [8] Richter, U., Brinkmann, K.: Neuere Untersuchungen über die mechanische Impedanz der Stirn und des Mastoids. 5. Akust. Konferenz, Budapest 1973, Nr. 6.1

measurement of response curves on the artificial mastoid then presents a rapid and sufficiently accurate method of determining the transmission properties of hearing aids of the same type.

## Konischer Standardkuppler

1,2 ccm

Verkaufspreis DM 120,-

vorgesehen für den Anschluß einer BRÜEL & KJAER 1/2 Zoll Mikrofonkapsel 4134 und entsprechendem Verstärker (bzw. preisgünstigem anderem Mikrofon) zu verbesserten bzw. etymotischen Messungen an Hörgeräten. Elektrisches Korrektornetzwerk auf Anfrage zusätzlich lieferbar.

**PETER PEDERSEN** Rastatter Str. 8, 78 Freiburg i. Br.

# Hörgeräte-Anpassung

Ernest R. König

*Zusammenfassung* Anhand praktischer Beispiele wird gezeigt, wie durch präzise Gehöruntersuchungen sowie aufgrund einer sorgfältigen Interpretation der audiologischen Meßergebnisse und der technischen Daten die Anpassung eines Hörgerätes objektiviert werden kann. Durch den Vergleich zwischen den über Lautsprecher ermittelten Resultaten und denjenigen der über Kopfhörer durchgeführten audiologischen Tests werden schließlich allgemeine Kriterien abgeleitet, die entscheiden helfen, ob ein Hörgerät in adäquater Weise angepaßt worden ist.

Nach der Vorwahl eines Hörgerätes wird seine akustische Leistung aufgrund der Sprechaudiometrie im freien Schallfeld geprüft. Zuerst wird für das versorgte Ohr das Niveau des optimalen Hörkomforts ermittelt (König 1964, 1967 b, 1971 a,b, 1972 a,b, 1973). Dies geschieht durch Darbietung von zweisilbigen Testwörtern (König 1966 a) oder Sätzen über Lautsprecher bei einem Schalldruckpegel von 65 dB (linear, RMS slow) über 20  $\mu$ Pa bzw. einem Impulsschallpegel von 70 dB (I). Der Lautstärkereglер des Hörgerätes wird langsam von der Stellung minimaler akustischer Verstärkung bis in diejenige Position gebracht, bei der der Hörgeschädigte mindestens 50 Prozent der zweisilbigen Testwörter versteht. Nach dieser ersten Einstellung des Lautstärkestellers wird die akustische Verstärkung des Hörgerätes sehr langsam weiter erhöht, bis das Niveau für angenehme Lautheit der Sprache erreicht ist. Werden bei der Einstellung des Lautstärkereglers auf dem Niveau für angenehme Lautheit die zweisilbigen Testwörter nicht genügend gut verstanden, so wird weiter untersucht, ob die Verstärkung etwas erhöht werden darf, ohne daß der Patient dabei den Sprachpegel als unangenehm laut empfindet. Danach wird der Patient dazu angehalten, den Lautstärkereglер des Hörgerätes für die Dauer der ganzen Prüfung im freien Schallfeld in der zuletzt eingestellten Position zu belassen. Die folgenden Beispiele mögen zeigen, wie die Anpassung und die Kontrolle eines Hörgerätes aufgrund der vorgenommenen audiologischen Untersuchungen erleichtert werden kann.

Die beiden Patientinnen, deren Fälle nachfolgend beschrieben werden, sind an unsere Klinik gekommen, weil sich die ihnen angepaßten Hörgeräte im täglichen Leben für sie nicht bewährt haben. Der obere Teil der Abb. 1 zeigt das Reintonaudiogramm des linken Ohres einer an cochleoneuraler Schwerhörigkeit leidenden 16jährigen Patientin. Da die bei 80 dB HL ermittelten Werte der Intensitäts-Unterschiedsschwelle gleich groß sind wie die entsprechenden am rechten Rand des Audiogrammformulars angegebenen Normalwerte, deuten die gemessenen Werte der Intensitäts-Unterschiedsschwelle auf das Vorliegen eines vollständigen Lautheitsausgleichs im kranken Ohr hin (König 1967c).

Gemäß Abb. 1 ist die gestrichelt angegebene Intensitätsgrenze, bei der sich das Intensitäts-Unterscheidungsvermögen zu

Once a hearing aid has been provisionally selected, it is subjected to speech audiometry in the free sound field to check its acoustic performance. First the most comfortable listening level is ascertained for the aided ear (König 1964, 1967 b, 1971 a,b, 1972 a,b, 1973). This is done by presenting dissyllabic test words (König 1966 a) or sentences via a loudspeaker at a sound pressure level of 65 dB (linear; RMS slow) referred to 20  $\mu$ Pa or a pulse sound level of 70 dB (I). The gain control of the hearing aid is slowly moved from the position of minimum acoustic gain into the position at which the hearing-impaired understands at least 50 per cent of the dissyllabic test words. After this first setting of the gain control the acoustic amplification of the hearing aid is very slowly increased further until the most comfortable listening level for speech loudness is reached. If the dissyllabic test words are not sufficiently well understood with the gain control set to the most comfortable loudness level, the examiner tries to ascertain whether the gain can be increased somewhat without the patient experiencing the speech level as unpleasantly loud. After this, the patient is instructed not to change the gain control setting of the hearing aid during the duration of the entire examination in the free sound field. The following examples serve to demonstrate how the fitting and evaluation of a hearing aid are facilitated by means of the audiological examinations.

The two female patients, whose case history is described below, came to our clinic because they felt that the hearing aids with which they had been provided did not perform well in daily use. The upper section of Fig. 1 shows the pure-tone audiogram of the left ear of a 16-year-old girl suffering from cochleo-neural hearing loss. Since the values of the difference limen for intensity ascertained at 80 dB HL are as high as the normal values indicated on the right margin of the audiogram form, the measured values of the difference limen for intensity point to the presence of complete loudness recruitment in the diseased ear (König 1967c).

In accordance with Fig. 1 the intensity limit (dashed line) at which the patient's ability to discriminate small loudness changes starts worsening (upper limit of the useful hearing field) is well defined (König 1967b, 1971b, 1972 a,b, 1973, 1976). In order to facilitate the preliminary selection of the



# The Fitting of Hearing Aids

**Summary** *With the help of practical examples, it is shown how the fitting of a hearing aid can objectively be taken into consideration on the basis of accurate hearing tests and a careful interpretation of the audiological test results and the technical data. By comparing the results of the free field tests (aided ear) with the results of the audiological tests obtained with headphones (unaided ear), an attempt is made to deduce some general criteria which can be very helpful in deciding whether a hearing aid has been fitted in an adequate manner.*

verschlechtern beginnt (obere Grenze des nutzbaren Hörfeldes), gut definiert (König 1967b, 1971b, 1972 a,b, 1973, 1976). Um die Vorwahl der Hörgeräte zu erleichtern, sind die der normalen Hörschwelle entsprechenden ISO-Werte des Schalldruckpegels in dB über 20  $\mu\text{Pa}$  ( $2 \times 10^{-5}$  N/m<sup>2</sup>) am oberen Rand des Audiogrammformulars angegeben (König 1967a,b, 1971b, 1972 b, 1973). Wie aus Abb. 1 hervorgeht, ist es möglich abzuleiten, daß zum Beispiel die bei 1000 Hz angegebene obere Grenze des nutzbaren Hörfeldes des kranken Ohres einem Schalldruckpegel von (100 dB + 8 dB) 108 dB über 20  $\mu\text{Pa}$  entspricht. Aus Abb. 1 ist auch ersichtlich, daß sich der Abstand zwischen der strich-punktiierten Mittelwertkurve des Patienten und der 60-Phon-Kurve im Frequenzbereich oberhalb 2000 Hz eindeutig vergrößert. In diesem Frequenzgebiet ist zudem das nutzbare Hörfeld stärker zusammengeschrumpft als im Frequenzbereich der mittleren Frequenzen. In solchen Fällen, bei denen die Mittelwertkurve des kranken Ohres nicht parallel zur 60-Phon-Kurve verläuft, muß bei der Anpassung eines Hörgerätes mit automatischer Verstärkungsregelung zuerst die lineare Verstärkung eingeschaltet werden, und dann wird durch die Wahl einer gut geeigneten Wiedergabekurve versucht, die Unregelmäßigkeiten im Verlauf der Mittelwertkurve des Patienten in bezug auf die 60-Phon-Kurve zu korrigieren (König 1967b, 1973).

Der untere Teil der Abb. 1 zeigt das von uns benutzte Sprechaudiogrammformular, in dem die mit unseren zweisilbigen und einsilbigen Wörterlisten erhaltenen Kurven eingezeichnet worden sind (König 1966 a,b). Die auf der untersten horizontalen Linie eingetragenen dB-Zahlen beziehen sich auf die dB-Intensitätsskala des Audiometers. Als 0-dB bezeichnen wir den Schalldruckpegel, bei welchem Normalhörende übertragene Wörter gerade als Hörempfindung wahrnehmen, ohne jedoch die Wörter zu verstehen. Diese Definition steht in engem Zusammenhang mit der Bezugsschwelle der Audiometrie mit diskreten Frequenzen. Auf der obersten Horizontalen ist der Schalldruckpegel in dB (linear, RMS slow) über 20  $\mu\text{Pa}$  ( $2 \times 10^{-5}$  N/m<sup>2</sup>) angegeben. Die ausgezogene, mit der Zahl 2 bezeichnete Kurve links entspricht der normalen Verständlichkeitskurve für zweisilbige Wörter. Die gestrichelte, mit der Zahl 1 bezeichnete Kurve

hearing aids, the ISO-values of the sound pressure level in dB re 20  $\mu\text{Pa}$  ( $2 \times 10^{-5}$  N/m<sup>2</sup>), which correspond to the normal hearing threshold, are indicated on the upper margin of the audiogram form (König 1967a,b, 1971b, 1972b, 1973). From Fig. 1 it is possible to deduce that, for example, the upper limit of the useful hearing field of the diseased ear indicated at 1000 Hz corresponds to a sound pressure level of (100 dB + 8 dB) 108 dB re 20  $\mu\text{Pa}$ . From Fig. 1 one can also see that the distance between the dash-dotted median curve of the patient and the 60-phon curve in the frequency range above 2000 Hz is clearly enlarged. In this frequency zone the useful hearing field appears as being more reduced than in the middle frequency range. In those instances in which the median curve of the diseased ear does not run parallel to the 60-phon curve, the linear amplification must first be switched on when fitting an AGC-hearing aid, the examiner subsequently trying, by selecting a well-suited acoustic frequency response curve, to correct the irregularities in the course of the median curve of the patient with respect to the 60-phon curve (König 1967b, 1973).

The lower section of Fig. 1 shows our speech audiogram form with the curves we obtained with our dissyllabic and monosyllabic word lists (König, 1966 a,b). The dB-figures entered on the lowermost horizontal line refer to the dB-intensity scale of the audiometer. The sound pressure level designated 0-dB is that at which normally hearing persons perceive transmitted words merely as an auditory sensation without understanding them. This definition is closely related to the reference threshold used in audiometry with discrete frequencies. On the uppermost horizontal line the speech-sound level in dB (linear, RMS slow) re 20  $\mu\text{Pa}$  ( $2 \times 10^{-5}$  N/m<sup>2</sup>) is indicated. The solid curve designated 2 corresponds to the normal intelligibility curve for dissyllabic words. The dashed curve designated 1, on the other hand, refers to the monosyllabic test words. The curves for the left ear of the female patient, on the right in the speech audiogram, refer to measurements with headphones, while the two curves in the middle were obtained in the free sound field with the patient wearing the linear-amplification aid fitted elsewhere. In order to be able quickly to form a useful opinion of the functional and the social value of the faculty of hearing, while

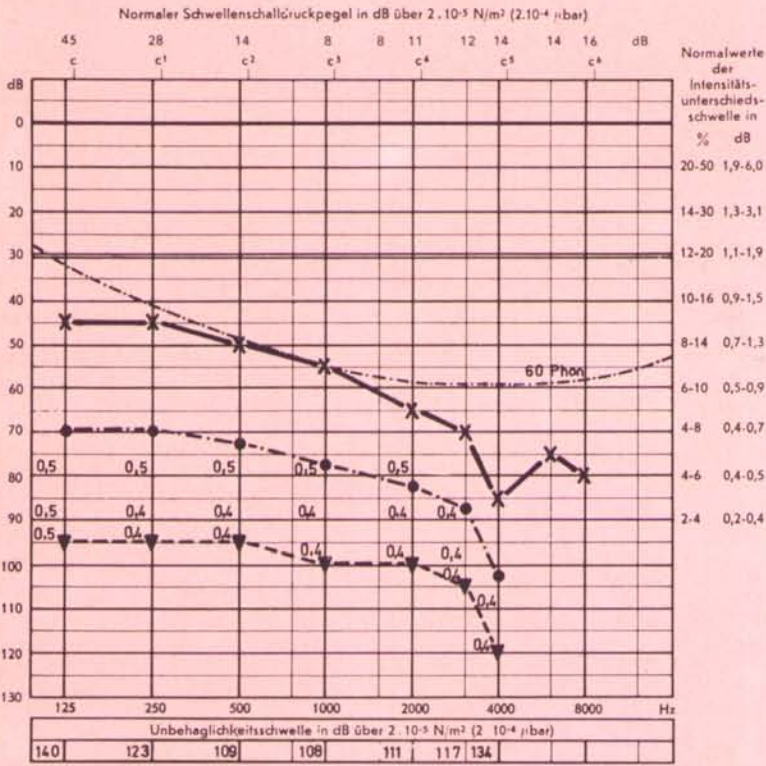
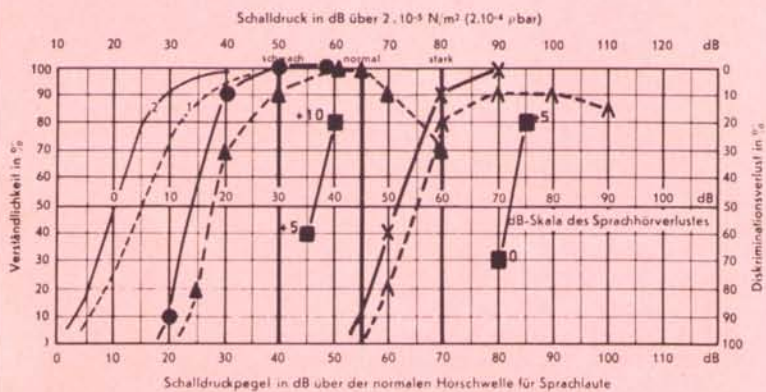


Abb. 1 Reintonaudiogramm und Sprechaudiogramm für das linke Ohr einer 16jährigen Patientin, die an einer cochleoneuralen Schwerhörigkeit mit vollständigem Lauthheitsausgleich leidet. Das linke Ohr wurde mit einem HdO-Gerät mit linearer Verstärkung versorgt.

Fig. 1 Pure-tone audiogram and speech audiogram for the left ear of a 16-year-old girl suffering from cochleo-neural hearing loss with complete loudness recruitment. The left ear was fitted with a behind-the-ear aid with linear amplification.



Explanations from Fig. 1 to Fig. 4

Normaler Schwellenschalldruckpegel in dB über ... = sound pressure level corresponding to the normal threshold of hearing

Normalwerte der Intensitätsunterschiedsschwelle = normal values of difference limen for intensity

Unbehaglichkeitsschwelle in dB über ... = discomfort threshold in dB above ...

Schalldruck in dB über ... = sound pressure in dB above ...  
 schwach = weak, stark = strong

dB-Skala des Sprachhörverlustes = dB-scale of hearing loss for speech

Verständlichkeit in % = intelligibility in %

Diskriminationsverlust in % = discrimination loss in %



hingegen bezieht sich auf die einsilbigen Testwörter. Die für das linke Ohr der Patientin entsprechenden Kurven, rechts im Sprechaudiogramm, beziehen sich auf die Messungen mit Kopfhörern, während die beiden in der Mitte liegenden Kurven beim Tragen des auswärts angepaßten Hörgerätes mit linearer Verstärkung im freien Schallfeld ermittelt worden sind. Damit man bei der Hörbegutachtung möglichst schnell in der Lage ist, sich ein approximatives Bild über den funktionellen und den sozialen Wert eines Gehörs zu machen, haben wir die entsprechenden Schalldruckpegel der leisen, normalen und lauten Sprache durch die 3 fettgedruckten, vertikalen Linien bezeichnet.

Wie aus dem Sprechaudiogramm (Abb. 1) ersichtlich ist, weist die mit Kopfhörern ermittelte Diskriminationskurve der Patientin einen minimalen Diskriminationsverlust von 10 Prozent bei einem Schalldruckpegel der Sprache von 90 bis 100 dB über 20  $\mu$ Pa auf. Oberhalb eines Sprachpegels von 100 dB SPL wird das Diskriminationsvermögen der Patientin verschlechtert. Es ist interessant zu erwähnen, daß der mit der Sprechaudiometrie ermittelte Dynamikbereich mit dem anhand von Reintönen oberhalb 500 Hz bestimmten Dynamikbereich mehr oder weniger vergleichbar ist. Ferner liegt das Niveau der Toleranzgrenze für Sprache (110 dB SPL) ungefähr gleich hoch wie das Niveau der mit mittleren Tönen (500–2000 Hz) ermittelten oberen Grenze des nutzbaren Hörfeldes.

Zur Festlegung des Nutz-Stör-Schallpegelabstandes für das eine Ohr eines Patienten wird der Schalldruckpegel der zweisilbigen Testwörter normalerweise auf denjenigen Schalldruckpegel eingestellt, bei dem der Diskriminationsverlust in lärmfreier Umgebung am kleinsten ist, während der Schalldruckpegel des Maskierungsgeräusches variiert wird,

assessing the hearing, three solid vertical lines were plotted to indicate the corresponding sound pressure levels of low, normal, and loud speech.

As can be seen from the speech audiogram (Fig. 1) the discrimination curve of the female patient ascertained via headphones shows a minimum discrimination loss of 10 per cent at a sound pressure level of speech of 90 to 100 dB re 20  $\mu$ Pa. Above a speech level of 100 dB SPL the discrimination of the patient is worsened. It is of interest to mention that the dynamic range determined by speech audiometry is more or less comparable to the dynamic range determined by the use of pure tones above 500 Hz. Moreover, the level of the tolerance limit for speech (110 dB SPL) is roughly as high as the level of the upper limit of the useful hearing field determined with medium tones (500–2000 Hz).

In determining the signal-to-noise ratio for one ear of a patient, the sound pressure level of the dissyllabic test words is normally selected in such a manner that the discrimination loss in noise-free environment is minimal, while the sound pressure level of the masking noise is varied until the patient understands some 50 per cent of the dissyllabic test words (König 1967b, 1971b, 1973).

In order that the signal-to-noise ratio of a patient can be compared with that of a normally hearing person, the intensity scale for masking noise was calibrated in our audiological department in such a way that when the intensity of the masking noise and the speech level were set to the same dB-value, young persons with normal hearing understand 50 per cent of the dissyllabic test words.

Fig. 1 shows how the hearing results measured in noise can be plotted in the speech audiogram. The filled-in squares

#### Zeichenerklärung zu den Abb. 1 bis 4

a) Reintonaudiogramm: × ——— × Luftleitungskurve des nicht versorgten linken Ohres; ● ——— ● Mittelwert-Kurve (mittlere Isophon-Kurve); ▼ ——— ▼ Unbehaglichkeitsschwelle (obere Grenze des nutzbaren Hörfeldes des kranken Ohres oder Schwelle der großen Verzerrungen); diese in dB über 20  $\mu$ Pa (20  $\mu$ N/m<sup>2</sup>) ausgedrückte Schwelle ist im unteren Teil des Reintonaudiogrammes angegeben. Da die Luft- und Knochenleitungskurven sich annähernd überdecken, wurden die Knochenleitungskurven im Audiogramm nicht eingetragen.

b) Sprechaudiogramm: ——— Normale Sprachverständlichkeitskurve, zweisilbige Wörterliste (König 1966 a); - - - - - Normale Diskriminationskurve, einsilbige Wörterliste (König 1966 a); × ——— × Verständlichkeitskurve des linken Ohres (mit Kopfhörern gemessen), zweisilbige Wörter; ▲ ——— ▲ Diskriminationskurve des linken Ohres (mit Kopfhörern gemessen), einsilbige Wörter; ● ——— ● über Lautsprecher gemessene Verständlichkeitskurve des versorgten Ohres, zweisilbige Wörter; ▲ ——— ▲ über Lautsprecher gemessene Diskriminationskurve des versorgten Ohres, einsilbige Wörter.

#### Explanation of the symbols utilized in Figs. 1 to 4

a) Pure-tone audiogram: × ——— × air-conduction curve of the unaided left ear; ● ——— ● median curve (median isophonic curve); ▼ ——— ▼ threshold of discomfort (upper limit of the useful hearing field of the diseased ear or threshold of the large distortions); the values (expressed in dB referred to 20  $\mu$ Pa or 20  $\mu$ N/m<sup>2</sup>) of the sound pressure level corresponding to this threshold are indicated at the bottom of the audiogram form. As the air and bone conduction curves are approximately the same, the bone conduction curves were not shown in the audiogram.

b) Speech audiogram: ——— normal intelligibility curve, dissyllabic word list (König 1966 a); - - - - - normal discrimination curve, monosyllabic word list (König 1966 a); × ——— × intelligibility curve of left ear (via headphone), dissyllabic words; ▲ ——— ▲ discrimination curve of left ear (via headphone), monosyllabic words; ● ——— ● intelligibility curve of aided ear (via loudspeaker), dissyllabic words; ▲ ——— ▲ discrimination curve of aided ear (via loudspeaker), monosyllabic words.

bis der Patient ca. 50 Prozent der zweisilbigen Testwörter versteht (König 1967b, 1971b, 1973).

Damit der Nutz-Stör-Schallpegelabstand eines Patienten mit demjenigen eines Normalhörenden verglichen werden kann, wurde an unserer audiologischen Abteilung die Intensitätskala für das Maskierungsgeräusch so kalibriert, daß bei Einstellung der Intensität des Maskierungsgeräusches und des Sprachpegels auf den gleichen dB-Wert junge Normalhörende 50 Prozent der zweisilbigen Testwörter richtig verstehen.

Abb. 1 zeigt, wie die Meßergebnisse des Hörens im Lärm im Sprechaudiogramm eingezeichnet werden können. Die ausgefüllten Vierecke geben die Prozentzahl der richtig verstandenen zweisilbigen Wörter für einen gegebenen Nutz-Stör-Schallpegelabstand an. Aus Abb. 1 geht hervor, daß die Testwörter mittels Kopfhörer bei einem Schalldruckpegel von 90 dB SPL angeboten wurden, während die Schallintensität des Maskierungsgeräusches in 5 dB-Stufen variiert wurde. Bei einem Nutz-Stör-Schallpegelabstand von 0 dB und +5 dB konnte die Patientin 30 bzw. 80 Prozent der zweisilbigen Testwörter verstehen. Mit anderen Worten, die 50prozentige Sprachverständlichkeit der Patientin entspricht einem Nutz-Stör-Schallpegelabstand von +2 dB. Dies geht aus dem Schnittpunkt der schrägen mit der horizontalen Linie, welche einer 50prozentigen Verständlichkeit entspricht, hervor.

Gemäß den in der Sprechaudiometrie erhaltenen Meßergebnissen beträgt der durch das Hörgerät erzielte Hörgewinn für Sprache 37 dB. Obwohl durch die anscheinend gute Wahl der akustischen Wiedergabekurve das Diskriminationsvermögen verbessert wurde, hat sich der Nutz-Stör-Schallpegelabstand

indicate the percentage of the correctly understood dissyllabic words for a given signal-to-noise ratio. Fig. 1 shows that the test words were presented via a headphone at a sound pressure level of 90 dB while the sound intensity of the masking noise was varied in steps of 5 dB. With a signal-to-noise ratio of 0 dB and +5 dB the patient was able to understand 30 per cent and 80 per cent of the dissyllabic test words. In other words, the 50 per cent speech intelligibility of the patient corresponds to a signal-to-noise ratio of +2 dB. This is indicated by the point of intersection of the oblique line with the horizontal line which corresponds to 50 per cent intelligibility.

The measured results obtained by speech audiometry indicate that a hearing gain of 37 dB was achieved for speech by the use of the hearing aid. Although discrimination was improved by the apparently good selection of the acoustic frequency-response curve, the signal-to-noise ratio increased by about 5 dB (7 dB - 2 dB), i. e. aided hearing "in noise" has worsened by 5 dB. Although the aid increased the hearing gain for speech considerably, the female patient nevertheless felt strongly handicapped by the clear impairment of her discrimination as a result of the elevated speech level. For, it is true that the discrimination loss starts increasing from an input sound pressure level of 65 dB re 20  $\mu$ Pa (or from an output sound pressure level of 65 dB + 37 dB = 102 dB). In a such case, a hearing aid with a suitable automatic gain control would certainly provide better results. The automatic gain control should not become effective until an input sound pressure level of about 60 dB (linear, RMS slow) or 65 dB(I) has been reached, provided that the manually adjustable gain control is fitted outside the closed automatic control circuit. However, if the manual gain control is located inside the

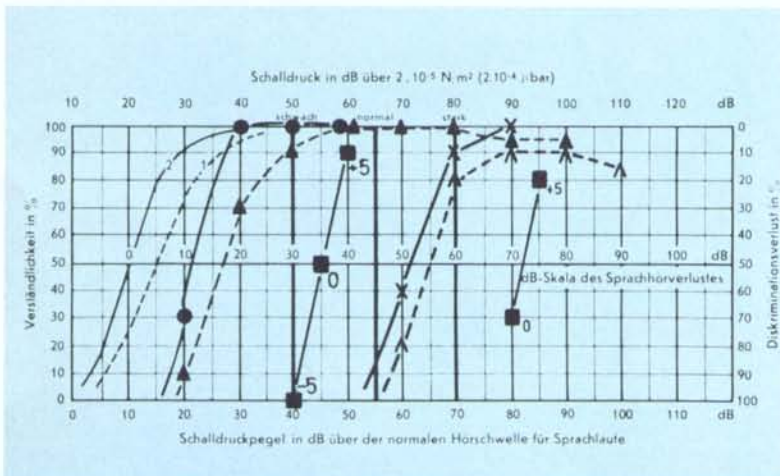


Abb. 2 Gleicher Fall wie in Abb. 1. Das linke Ohr wurde mit dem HdO-Gerät A mit automatischer Verstärkungsregelung (für die physikalischen Charakteristiken, siehe Abb. 4 bis 6 im vorhergehenden Beitrag [König 1976]) versorgt. AGC voll wirksam; Ausgangsschall-druck-Regler in niedrigsterstellung (min. Ausgangsschalldruckpegel); akustische Grundverstärkung bei 1000 Hz: 41 dB.

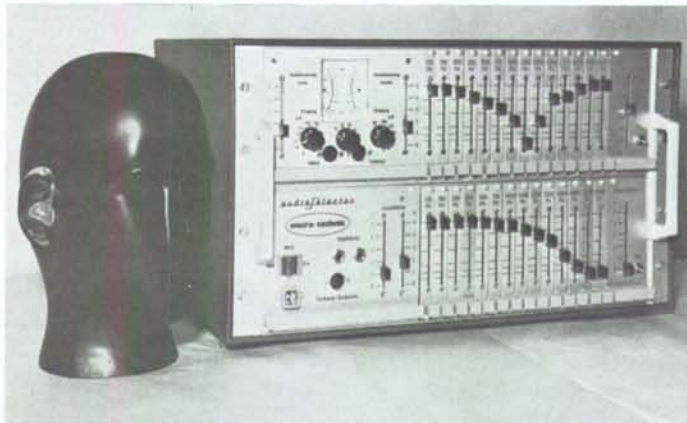
Fig. 2 The same case as in Fig. 1. The left ear was fitted with the behind-the-ear aid A with automatic gain control (for physical characteristics, see Figs. 4 to 6 in former contribution [König 1976]). AGC fully effective; output sound pressure control at min. setting (min. output sound pressure level); basic amplification at 1000 Hz: 41 dB.





**micro·technic<sup>®</sup> informiert**

Mit Hilfe unseres audioSelector und des Kunstkopfes Daniel sind wir in der Lage, verschiedene Arten von Schwerhörigkeit zu simulieren. Dadurch ist es erstmals möglich, einem Normalhörenden vorzuführen, wie ein schwerhöriger Mensch hört. Wir



haben einige dieser Beispiele auf Kassette überspielt. Die Demonstration eignet sich sehr gut für Angehörige von Hörbehinderten, da diesen nicht nur ein Eindruck ver-

mittelt wird, welche Schallerlebnisse der Schwerhörige vernimmt, sondern weil ihnen im Laufe der 14 Minuten dauernden Demonstration auch noch praktische Hinweise über den Umgang mit einem Schwerhörigen, der zum ersten Mal ein Hörgerät trägt, gegeben werden. Die Kassette kann bei uns zu einem Preis von DM 20,- plus MwSt. bestellt werden. Auch wenn Sie mehr über den audioSelector wissen möchten, können Sie sich an uns wenden.

**micro-technic · Postfach 126 · 7000 Stuttgart 70**

um ca. 5 dB (7 dB - 2 dB) vergrößert, d.h. das Hören im Lärm hat sich mit dem Hörgerät um 5 dB verschlechtert. Trotz des beachtlichen Hörgewinns für Sprache dank dem Hörgerät war die Patientin durch die infolge der Erhöhung des Sprachpegels eingetretene eindeutige Verschlechterung des Diskriminationsvermögens stark behindert. Von einem Eingangs-Schalldruckpegel von 65 dB über 20  $\mu$ Pa an (bzw. von einem Ausgangs-Schalldruckpegel von 65 dB + 37 dB = 102 dB an) vergrößert sich nämlich der Diskriminationsverlust. In einem solchen Fall können sicher bessere Resultate erzielt werden, wenn ein Hörgerät mit einer gut geeigneten automatischen Verstärkungsregelung angepaßt wird. Bei Einschaltung des AGC-Systems sollte die automatische Verstärkungsregelung erst bei einem Eingangs-Schalldruckpegel von ungefähr 60 dB SPL (linear, RMS slow) bzw. 65 dB (l) an einsetzen, vorausgesetzt der manuell bedienbare Lautstärkeregel befindet sich außerhalb des Regelkreises. Liegt der manuell bedienbare Lautstärkeregel aber innerhalb des Regelkreises, so sollte das Einsetzen der automatischen Verstärkungsregelung erst bei einem Ausgangs-Schalldruckpegel von ca. 60 dB SPL + der akustischen Verstärkung von 37 dB, also bei 97 dB SPL (linear, RMS slow) bzw. 102 dB (l) erfolgen.

Abb. 2 zeigt das mit dem von uns angepaßten neuen Hörgerät aufgenommene Sprechaudiogramm. Die physikalischen Charakteristiken dieses von uns gewählten Hörgerätes wurden in einer früheren Arbeit (König 1976, siehe Abb. 4 bis 6) wiedergegeben und kommentiert. Da im Bereich der mittleren Frequenzen die Unbehaglichkeits-Schwellenkurve der Patientin um einen Schalldruckpegel von 110 dB SPL herum schwankt (Abb. 1), wurde der Ausgangs-Schalldruckregler in die Niedrigststellung (minimaler Ausgangs-Schalldruckpegel) gebracht. Nach Einschaltung der automatischen Verstärkungsregelung und nach Einstellung des Kompressions-Reglers auf maximale Kompression wurde der Lautstärkeregel so eingestellt, daß die Patientin die bei einem Schallpegel von 65 dB SPL (linear, RMS slow) dargebotenen zweisilbigen Testwörter gut verstehen konnte und die Lautstärke trotzdem als angenehm empfand. Die entsprechende Stellung des Lautstärkereglers wurde festgehalten. Die in einer früheren Arbeit (König 1976, siehe Abb. 5 und 6) wiedergegebenen Ausgangspegel-Eingangspiegel-Kurven bzw. die akustischen Wiedergabekurven wurden für diese vorgemerkte Stellung des Lautstärkereglers ermittelt (akustische Verstärkung bei 1000 Hz: ca. 40 dB; Hörgewinn für Sprache: 40 dB, siehe Abb. 2).

Wie aus Abb. 2 eindeutig hervorgeht, war es dank dem richtigen Einsetzen der automatischen Regelung und der Wahl einer geeigneten Wiedergabekurve möglich, den Dynamikbereich für Sprache stark zu erweitern. Der Wert des Sozial-Indexes, der ohne Hörgerät nur 27 Prozent betrug, erreicht mit dem neuen Hörgerät einen Wert von 97 Prozent,

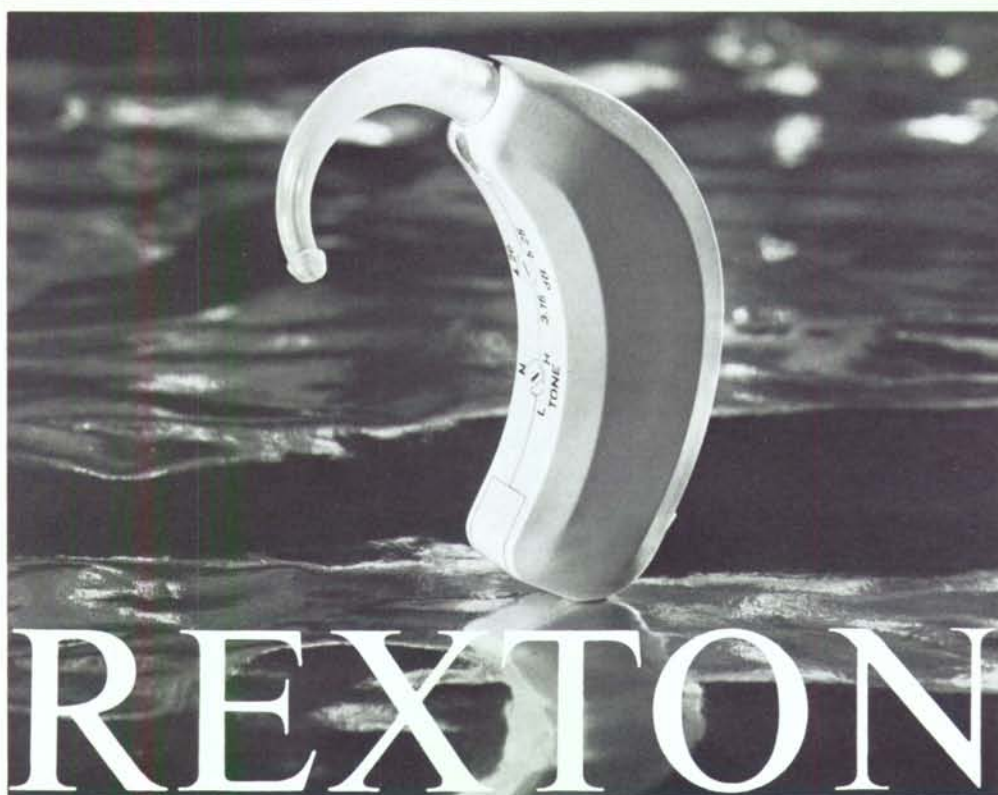
control circuit, the regulation should not become effective until an output sound pressure level of about 60 dB + the acoustic gain of 37 dB i.e. 97 dB SPL (linear, RMS slow) or 102 dB (l) has been reached.

Fig. 2 shows the speech audiogram obtained with the new hearing aid fitted by us. The physical characteristics of this hearing aid, selected by us, were reproduced and commented in an earlier paper (König 1976, see Figs. 4-6). Since in the range of the middle frequencies the discomfort threshold curve of the patient fluctuates around a sound pressure level of 110 dB (Fig. 1), the output sound pressure control was brought to its lowest setting (minimum output sound pressure level). After switching on the automatic gain control and setting the compression control to its maximum value, the gain control was adjusted in such a way that the patient was well able to understand the dissyllabic test words presented at a sound level of 65 dB SPL (linear, RMS slow) but nevertheless felt the loudness to be pleasant. The corresponding position of the gain control was retained. The output-level/input-level curves and/or the acoustic frequency response curves shown in an earlier paper (König 1976, see Figs. 5 and 6) were determined for this noted gain-control position (acoustic gain at 1000 Hz: about 40 dB; hearing gain for speech: 40 dB, see Fig. 2).

From Fig. 2 it can clearly be seen that, owing to the correct "setting-in" of the automatic control and the selection of a suitable acoustic frequency response curve, it was possible considerably to widen the dynamic range for speech. The value of the social adequacy index for hearing which amounted only to 27 per cent without hearing aid, attains 97 per cent with the new aid, resulting in an 70 per cent improvement in the social value of the hearing. At the same time, the signal-to-noise ratio for the aided ear dropped by 2 dB, in other words, the hearing "in noise" was improved by 2 dB by the use of the new aid. In contrast to the hearing aid that had been fitted elsewhere, the relatively strongly elevated level of the tolerance limit for loud speech (input sound pressure level of speech: 100 dB SPL) should be noted.

This example may serve to show how important it is for the fitting of a hearing aid with automatic gain control to interpret the audiological measured results and the technical data of the hearing aid carefully and correctly. In this context, we also wish to emphasize that hearing aids provided with a change-over switch for selecting either linear amplification or connection of the AGC system, substantially facilitate the fitting of hearing aids (König 1967 b, 1971 b, 1972 a, b, 1973). A further facility would be the incorporation of a control allowing the attack point at which the automatic gain control becomes effective to be shifted, without the basic amplification or the course of the acoustic frequency response curve of the hearing aid changing when the input sound pressure level is varied.





MINI HIFI...

**...bringt ein neues Hörerlebnis...  
zwischen 190-6500 Hz.**

Unserer über 25jährigen Erfahrung ist es gelungen, ein Hörgerät zu entwickeln, das punkto Technik, individueller Anpassungsmöglichkeiten, für hohe und tiefe Töne, funktionsgerechtem Design die internationale Qualitätsspitze einnimmt. Dieses Hörgerät bietet eine neue Hördimension dank bisher unerreichter miniaturisierter

High Fidelity Qualität. Jedes Gerät ist mit der Rexton Original Comfort-Compressions-Schaltung ausgerüstet, dadurch werden zu laute Töne so schnell gedämpft, dass das Ohr sie nie schmerzhaft wahrnimmt.

Die ausführliche Produktinformation liegt für Sie bereit. Wir stellen sie Ihnen auf Wunsch sofort kostenlos zu.

#### Weitere Rexton-Produkte



Compact  
Compression CE II



Mini Master CE II



Mini Master  
CEDM II



Primo CE



Primo CEDM

# BOMMER AG

Langgrütstrasse 112 CH-8047 Zürich/Schweiz  
REXTON Hörgeräte und medizinische Instrumente

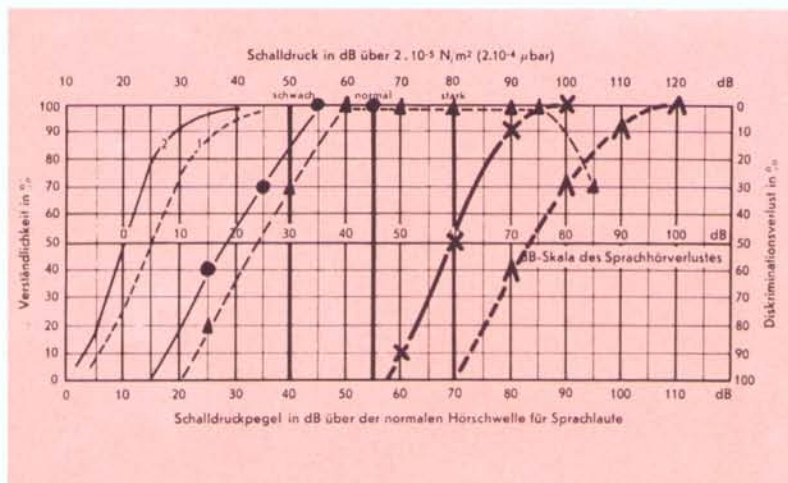


Abb. 3 Reintonaudiogramm und Sprechaudiogramm für das linke Ohr einer 32-jährigen Patientin, die an einer cochleoneuralen Schwerhörigkeit mit vollständigem Lautheitsausgleich leidet. Das linke Ohr wurde mit einem HdO-Gerät mit linearer Verstärkung versorgt (nach König 1972 a, 1973, 1974).

Fig. 3 Pure-tone audiogram and speech audiogram for the left ear of a 32-year-old woman suffering from cochleo-neural hearing loss with complete loudness recruitment. The left ear was fitted with a behind-the-ear aid with linear amplification (according to König 1972 a, 1973, 1974).

was einer Verbesserung des sozialen Wertes des Gehörs um 70 Prozent entspricht. Dazu hat sich der Nutz-Stör-Schallpegelabstand für das versorgte Ohr um 2 dB verkleinert. Mit anderen Worten: Das Hören im Lärm hat sich mit dem Hörgerät um 2 dB verbessert. Zum Unterschied mit dem auswärts angepaßten Hörgerät ist das nunmehr relativ stark erhöhte Niveau der Toleranzgrenze für laute Sprache (Eingangsschalldruckpegel der Sprache: 100 dB SPL) zu beachten.

Das angeführte Beispiel mag zeigen, wie wichtig es ist, daß bei der Anpassung eines Hörgerätes mit automatischer Verstärkungsregelung die audiologischen Meßergebnisse und die technischen Daten des Hörgerätes sorgfältig und richtig interpretiert werden. In diesem Zusammenhang sei auch betont, daß Hörgeräte, bei denen es mit Hilfe eines Umschalters möglich ist, entweder die lineare Verstärkung oder das AGC-System einzuschalten, die Hörgeräte-Anpassung stark erleichtern können (König 1967b, 1971b, 1972 a,b, 1973). Eine weitere Erleichterung wäre die Einfügung eines Reglers, der eine Verschiebung des Einsatzpunktes der automatischen Verstärkungsregelung ermöglicht, ohne daß die Grundverstärkung sowie der Verlauf der akustischen Wiedergabekurve des Hörgerätes mit Erhöhung des Eingangsschalldruckpegels verändert werden.

Das nachfolgende Beispiel zeigt wiederum, wie eine unbefriedigende Versorgung objektiviert werden kann und wie durch sorgfältige Anpassung eines Hörgerätes mit automatischer Verstärkungsregelung, bei dem sich der manuell bedienbare Lautstärkeregel jedoch außerhalb des Regelkreises befindet (eingangsgesteuerte AGC), gute Erfolge erzielt werden können. Das in Abb. 3 wiedergegebene Reintonaudiogramm

The following example shows how an unsatisfactory fitting of a hearing aid can be objectivated and how good results can be achieved by a careful fitting of a hearing aid with automatic gain control with the manually adjustable gain control located outside the closed automatic control circuit (input-controlled AGC). The pure-tone audiogram reproduced in Fig. 3 is of the better ear of a 32-year-old woman suffering from cochleo-neural hearing loss. As already described in the previous case, the hearing aid with linear amplification which was fitted to the patient elsewhere, did not satisfy her, and this was confirmed by hearing-aid tests in the free sound field. For, it is true that the discrimination curve (measured with the hearing aid) displayed in the middle of the speech audiogram of Fig. 3 drops off considerably when the input sound pressure level of speech exceeds the value of 75 dB SPL (linear, RMS slow).

Since the discrimination curve determined with the hearing aid worn reaches a maximum already within an input sound pressure level of speech of 65 dB SPL, the input-controlled automatic gain control of a properly selected hearing aid should become effective more or less at this input sound pressure level. With due regard to this last important conclusion and on the basis of a comparison of the patient's median curve (median isophonic curve) with that of the 60-phon curve, a new hearing aid with input-controlled AGC was selected.

Fig. 4 shows the speech audiogram recorded with the newly-fitted hearing aid. In good agreement with the provisional selection of the acoustic frequency response curve and the output-level/input-level curves determined for the new hearing aid selected it was possible to improve the discrimination and to extend the dynamic range for speech.



»Kinderaudiologie«  
Thema:

# »Sonderheft der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« 1976«

Diese Publikation gibt einen synoptischen Überblick über die Problematik der »Kinderaudiologie« und »Neuro-Otologie der Multiplen Sklerose«, vermittelt den aktuellen Forschungsstand in diesen Fachbereichen und enthält die überwiegende Mehrzahl der auf der diesjährigen Tagung der Arbeitsgemeinschaft Deutscher Audiologen und Neuro-Otologen zu den vorgenannten Themen gehaltenen Originalreferate.

## Aus dem Inhalt

»Zur Diagnostik zentraler Hörstörungen im Kindesalter • Die Bedeutung der Stapedius-Reflex-Audiometrie bei der Diagnose kindlicher Hörstörungen • Die objektive Hörschwellenbestimmung im Säuglingsalter • Aktuelle Fragen der Hörgeräte-Anpassung im Kindesalter • Hörstörungen bei Multipler Sklerose • Trigemiusstörungen bei Multipler Sklerose« u. a. m.

Bitte bedienen Sie  
sich beiliegender  
Bestellkarte

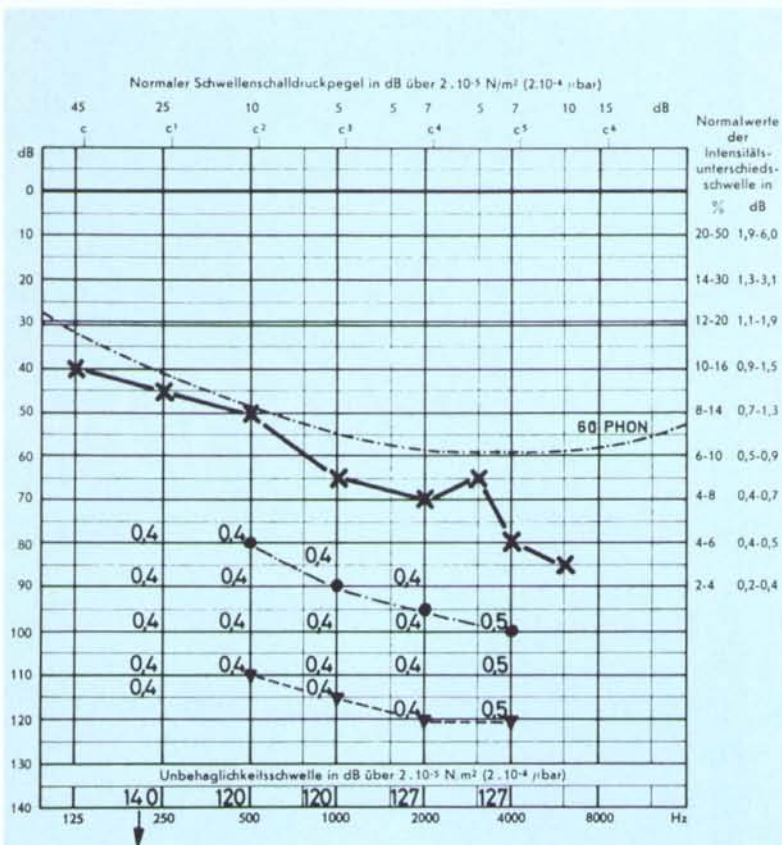
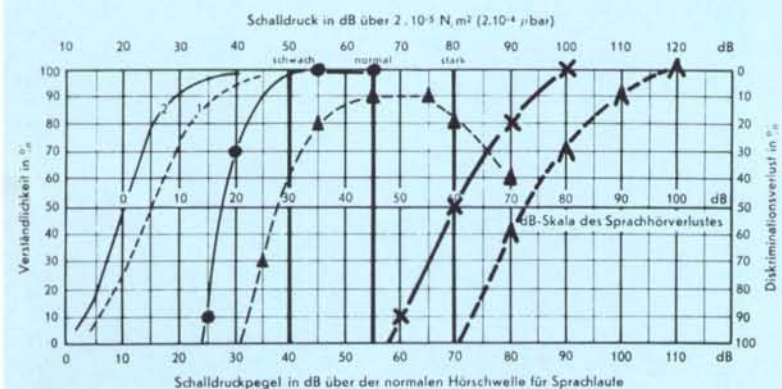


Abb. 4 Gleicher Fall wie in Abb. 3. Das linke Ohr wurde mit einem HdO-Gerät mit automatischer Verstärkungsregelung versorgt. Der manuell bedienbare Lautstärkeregler liegt außerhalb des Regelkreises (eingangsgesteuerte AGC) (nach König 1972 a, 1973, 1974).

Fig. 4 The same case as in Fig. 3. The left ear was fitted with a behind-the-ear aid with automatic gain control. The manually adjustable gain control lies outside the closed automatic control circuit (input-controlled AGC) (According to König 1972 a, 1973, 1974).





bezieht sich auf das bessere Ohr einer an cochleoneuraler Schwerhörigkeit leidenden 32jährigen Patientin. Wie schon im vorausgehend beschriebenen Fall konnte das auswärts angepaßte Hörgerät mit linearer Verstärkung die Patientin nicht befriedigen, was sich bei den Untersuchungen mit dem Hörgerät im freien Schallfeld auch bestätigte. Die in der Mitte des Sprechaudiogramms der Abb. 3 dargestellte Diskriminationskurve (gemessen mit dem Hörgerät) fällt nämlich stark ab, wenn der Eingangs-Schalldruckpegel der Sprache den Meßwert von 75 dB SPL (linear, RMS slow) überschreitet.

Da die beim Tragen des Hörgerätes ermittelte Diskriminationskurve praktisch schon bei einem Eingangs-Schalldruckpegel der Sprache von 65 dB SPL das Maximum erreicht, sollte die eingangsgesteuerte automatische Verstärkungsregelung eines richtig gewählten Hörgerätes ungefähr bei diesem Eingangs-Schalldruckpegel zu wirken beginnen. Unter besonderer Berücksichtigung dieser letzten wichtigen Schlußfolgerung sowie aufgrund eines Vergleiches des Verlaufes der Patientin-Mittelwertkurve (mittlere Isophon-Kurve) mit demjenigen der 60-Phon-Kurve wurde ein neues Hörgerät mit eingangsgesteuerter AGC gewählt.

Abb. 4 zeigt das mit dem angepaßten neuen Hörgerät aufgenommene Sprechaudiogramm. In guter Übereinstimmung mit der Vorwahl der akustischen Wiedergabekurve und mit den ermittelten Ausgangspegel-Eingangspegel-Kurven des gewählten neuen Hörgerätes konnte das Diskriminationsvermögen verbessert und der Dynamikbereich für Sprache erweitert werden.

Aufgrund eines Vergleiches zwischen den über Lautsprecher ermittelten Resultaten und denjenigen der über Kopfhörer durchgeführten audiologischen Tests ist es, wie aus diesen Ausführungen hervorgeht, möglich zu entscheiden, ob ein Hörgerät in adäquater Weise angepaßt worden ist. Das für den Patienten bestgeeignete Hörgerät ist im allgemeinen dasjenige, welches in dieser Reihenfolge die beste Leistung zeitigt (O'Neill und Oyer 1966; König 1971b, 1973):

- 1) a – Bestes Diskriminationsvermögen der Sprache.  
b – Steilster Verlauf der Diskriminationskurve und der Sprachverständlichkeitskurve.  
c – Keine Veränderung des Prozentsatzes des maximalen Diskriminationsvermögens mit Steigerung des Sprachpegels.
- 2) Beste Sprachverständlichkeit beim Hören im Lärm (kleinster Nutz-Stör-Schallpegelabstand).
- 3) Größter Hörgewinn für Sprache.
- 4) Größte Toleranz für laute Geräusche.
- 5) Größte Erhöhung des Sozial-Indexes d.h. des sogenannten »Social Adequacy Index for Hearing«.

Die Toleranzgrenze für laute Geräusche kann schnell festgelegt werden, indem der Schalldruckpegel des durch Lautspre-

On the basis of a comparison between the results obtained when using a loudspeaker and those obtained with audiological tests via a headphone, it appears to be possible to decide whether a hearing aid has been satisfactorily fitted or not. Generally speaking, the hearing aid best suited to the patient is the one which provides the best performance in this order (O'Neill and Oyer 1966; König 1971b, 1973):

- 1) a – Best discrimination for speech.  
b – Steepest course of the discrimination curve and of the speech intelligibility curve.  
c – No change in the percentage of the maximum discrimination with increase in the speech level.
- 2) Optimum speech intelligibility for the hearing "in the presence of noise" (minimum signal-to-noise ratio).
- 3) Maximum hearing gain for speech.
- 4) Maximum tolerance for loud noise.
- 5) Maximum increase in the social adequacy index for hearing.

The tolerance limit for loud noise can be rapidly determined by increasing in steps the sound pressure level of the speech-simulating noise or white noise reproduced via loudspeaker, until the aided hearing-impaired person feels the noise to be unpleasantly loud. The level of the threshold of discomfort thus determined must not be below the level determined during the preceding audiological test. If the threshold of discomfort is reached too quickly, the frequency components causing the unpleasant sensation must be determined with the aid of narrow-band noise.

With respect to the various hearing situations in daily life, and considering the possibilities of an acoustic gain decrease (decrease of the electric supply voltage) and of a hearing deterioration (progressive hearing losses) in the course of time, the hearing aid fitted should have a certain reserve of amplification (minimum of 10 dB). In general it is, unfortunately, not possible to draw reliable conclusions as to the amplification reserve of a hearing aid on the basis of the gain-control setting. The reserve amplification, however, can be roughly estimated by determining the hearing gain for speech with the gain control in its maximum position and by comparing the dB-value thus obtained with the hearing gain at the optimal amplification.

In connection with speech audiometry reference should also be made to the importance of lip-reading (König 1965, 1966a). Since 1960, when a television system was set up in our institute we also test, in particular in cases of very severe hearing losses, the patients' ability to combine acoustic and optical information.

The connection of the television system with our electro-acoustic equipment (König 1966a), enables us to carry out speech intelligibility tests with lip-reading alone or combined

cher wiedergegebenen sprachsimulierenden oder weißen Rauschens stufenweise erhöht wird, bis der versorgte Schwerhörige das Geräusch als unangenehm laut empfindet. Dieses so bestimmte Niveau der Unbehaglichkeitsschwelle darf nicht unterhalb des Niveaus liegen, welches bei der vorausgehenden audiologischen Untersuchung festgestellt worden ist. Wird die Unbehaglichkeitsschwelle zu schnell erreicht, so müssen mit Hilfe von Schmalbandgeräuschen die Frequenzkomponenten bestimmt werden, die das unangenehme Empfinden verursachen.

Im Hinblick auf die verschiedenen Hörsituationen im täglichen Leben und unter Berücksichtigung der Möglichkeiten einer Herabsetzung der akustischen Verstärkung (Absinken der elektrischen Speise-Spannung) sowie des Gehörs (Progredienzen der Schwerhörigkeit) im Verlaufe der Zeit, sollte das angepaßte Hörgerät eine gewisse Verstärkungsreserve (Mindestwert 10 dB) aufweisen. Im allgemeinen ist es leider nicht möglich, aufgrund der Einstellung des Lautstärkereglers sichere Schlußfolgerungen über die Verstärkungsreserve eines Hörgerätes zu ziehen. Die Verstärkungsreserve kann jedoch einigermaßen abgeschätzt werden, indem der Hörgewinn für Sprache bei Höchststellung des Lautstärkereglers bestimmt wird und der so erhaltene dB-Meßwert mit dem der optimalen Verstärkung entsprechenden Hörgewinn verglichen wird.

Im Zusammenhang mit der Sprechaudiometrie sei noch auf die Wichtigkeit des Mundablesens hingewiesen (König 1965, 1966 a). Seit der Einrichtung unserer Fernsehanlage im Jahre 1960 prüfen wir, besonders in Fällen hochgradiger Schwerhörigkeit die Fähigkeit, akustische und optische Informationen zu kombinieren.

Die Koppelung des Fernsehsystems mit unserer elektro-akustischen Anlage (König 1966 a) ermöglicht es uns, Sprachverständlichkeits-Prüfungen mit Mundablesen allein oder kombiniert mit akustischen Informationen durchzuführen. Gemäß unseren Erfahrungen kann die Sprachverständlichkeit durch kombiniertes Sehen und Hören um 40 Prozent und mehr verbessert werden. Besonders bei Patienten mit einer Audiogrammkurve fallenden Verlaufs, d.h. bei Schwerhörigen mit herabgesetztem Wahrnehmungsvermögen der für das Konsonantenverständnis wichtigen hohen Frequenzen, können sich die optischen und die akustischen Informationen ergänzen. Um den durch Unterstützung mit Mundablesen zusätzlich erzielten Gewinn festzustellen, werden folgende Ergänzungsprüfungen durchgeführt (König 1966 a):

- 1) Ermittlung der Sprachverständlichkeit für zweisilbige Testwörter sowie des Diskriminationsverlustes durch Mundablesen allein, ohne Hörgerät.
- 2) Ermittlung der Sprachverständlichkeitskurve für zweisilbige Testwörter sowie der Diskriminationskurve ohne Mundablesen, jedoch mit Hörgerät.

with acoustic information. In accordance with our experience, by combined seeing and hearing, the speech intelligibility can be improved by 40 per cent and more. In particular with patients whose audiogram curve shows a dropping course, i. e. with hearing-handicapped affected by a reduced perceptive capacity for the high frequencies which are important for the understanding of consonants, the optical and acoustic information can supplement each other. In order to be able to determine the additional gain obtained by lip-reading, the following supplementary tests are performed (König 1966 a):

- 1) Determination of the speech intelligibility for dissyllabic test words as well as of the discrimination loss by lip-reading alone, without a hearing aid.
- 2) Determination of the speech intelligibility curve for dissyllabic test words, and the discrimination curve without lip-reading, but with a hearing aid.
- 3) Determination of the speech intelligibility curve for dissyllabic test words and of the discrimination curve with lip-reading and a hearing aid.

In some individual cases where, for instance, an adult or a child has not, or has not yet, mastered speech, or when the hearing aid gives unsatisfactory results, the hearing threshold of the hearing-handicapped can be recorded in the free sound field by means of narrow-band noise or a Békésy audiometer with and without a hearing aid for the purpose of checking the fitting of the hearing aid (König 1967 b). In order to obtain additional information on the aid fitted with the hearing-handicapped under conditions of above threshold sounds, one can make use of stapedial-reflex audiometry (Tato and Rainville 1976) and electro-encephalographic audiometry.

## Literatur/References

König, E.: Was muß der Otologe technisch wissen bei der Kontrolle des angepaßten Apparates. Expertenkurs (Gesellschaft schweiz. Hals-, Nasen- und Ohrenärzte), Bern, 14. November 1964. Hektographie, pp. 1-6 (1964).

König, E.: Free contribution to the Discussion to the third Round Table. VIII<sup>th</sup> International Congress of Audiology, Copenhagen, August 25<sup>th</sup>-29<sup>th</sup>, 1964. *International Audiology* 4: 72-74 (1965).

König, E.: Das Problem der Sprechaudiometrie im deutsch-schweizerischen Sprachgebiet. »Tagung der Gesellschaft schweiz. Hals-, Nasen- und Ohrenärzte«, St. Gallen, 1965. *Pract. oto-rhino-laryng.* 28: 39-63 (1966 a).

König, E.: Grundlagen der Audiogramm-Lektüre »Fundamentals of Audiogram Interpretation«. Teil I und II. Akustika-Tagung, Basel, 25./26. Juni 1965. *Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik* 5: 70-85, 104-117 (1966 b).

König, E.: Praxis der Hörgeräte-Anpassung. Symposium über Hörgeräteanpassung, Freiburg i. Br., 1./2. April 1966, *Z. Laryng. Rhinol.* 46: 67-68 (1967 a).



- 3) Ermittlung der Sprachverständlichkeitskurve für zweisilbige Testwörter sowie der Diskriminationskurve mit Mundablesen und einem Hörgerät.

In einzelnen Fällen, z. B. wenn ein Erwachsener oder ein Kind der Sprache nicht bzw. noch nicht mächtig ist oder bei unbefriedigender apparativer Versorgung kann zur Kontrolle einer Hörgeräte-Anpassung die Hörschwelle des Hörgeschädigten im freien Schallfeld mittels Schmalbandgeräuschen oder anhand eines Békésy-Audiometers mit und ohne Hörgerät aufgenommen werden (König 1967b). Um zusätzliche Informationen über die apparative Versorgung des Hörgeschädigten bei überschwelligen Schallereignissen zu erzielen, besteht die Möglichkeit, sich der Stapedius-Reflex-Audiometrie (Tato und Rainville 1976) sowie der elektroenzephalographischen Audiometrie zu bedienen.

König, E.: Problèmes actuels de l'adaptation des appareils de correction auditive en Suisse. *International Audiology* 6: 327-336 (1967b).

König, E.: Die Bedeutung der modernen Hörprüfmethoden für die Anpassung von Hörgeräten. "The importance of modern hearing test procedures in fitting hearing aids". Akustika-Tagung, Basel, 26./27. Juni 1965. *Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik* 6: 2-36 (1967c).

König, E.: Some technical and audiological aspects of hearing aid fitting. *Scandinavian Audiology, Suppl.* 1: 72-78 (1971a).

König, E.: Audiological tests and hearing aid evaluation. *Scandinavian Audiology, Suppl.* 1: 79-92 (1971b).

König, E.: Les données techniques de l'amplification acoustique. *Cours du GALF. Bulletin d'audiophonologie*, Vol. 2, No. 6: 67-126 (1972a).

König, E.: Tests audiologiques et appareillages des déficients auditifs. *NUAS-UNAS Times (Gazette des Audiophonologistes, Bruxelles)* 8: 12-17 (1972b).

König, E.: Klinische und technische Probleme der Hörgeräte-Anpassung. *Audio-Technik (Hauszeitschr. der Wiss. Abt. der Robert Bosch GmbH)* 20: 3-15 (1973).

König, E.: Les données techniques de l'amplification. *NUAS-UNAS Times (Gazette des Audiophonologistes, Bruxelles)* 14: 7-13 (1974).

König, E.: Die Vorwahl des Hörgerätes. "Preliminary Selection of the Hearing Aid". *Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik* 15: 142-162 (1976).

O'Neill, J. J. and Oyer, H. J.: *Applied Audiometry*. Dodd, Mead & Company, Inc., New-York, Toronto 1966.

Tato, J. M. et Rainville, J. M.: Utilisation du réflexe stapédien pour l'adaptation des prothèses auditives. "The use of stapedius reflex in the fitting of hearing aids". XII<sup>th</sup> International Congress of Audiology, Paris, April 22nd-26th, 1974. *Audiology* 15: 428-432 (1976).

## Buchbesprechungen

»Sonderheft 1976« der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik«: »Kinderaudiologie« und »Neuro-Otologie der Multiplen Sklerose«, 100 Seiten, 71 Abbildungen, 20 Tabellen, median-verlag, Heidelberg, 1976, DM 14,50 netto.

Die rasche Entwicklung der Pädoaudiologie und Neuro-Otologie verlangt immer dringender Bestandsaufnahmen, was es an neuen Erkenntnissen gibt und wie sie in das gesicherte Wissen integriert sind. Sollen derartige Bestandsaufnahmen aktuell sein, so müssen sie in kürzerer Zeit aufeinanderfolgen und knapper gefaßt werden, als das bei der Neuauflage eines Lehr- oder Handbuches angemessen wäre.

## Book review

"Special Issue 1976" of the "Journal of Audiological Technique": "Kinderaudiologie" und "Neuro-Otologie der Multiplen Sklerose", 100 pages, 71 illustrations, 20 tables, median-verlag, Heidelberg, 1976, DM 14,50 netto.

The rapid advance in paedo-audiology and neurotology creates an increasingly urgent need to examine the new achievements in these fields and their integration in existing scientific knowledge. In order to ensure that this "stock-taking" remains up to date, such examinations must be carried out at shorter intervals and in a more concise form than would be applicable to the production of new editions of

Sonderhefte von Zeitschriften bieten sich daher am ehesten als Informationsvermittler an.

Die letzte Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Deutscher Audiologen und Neuro-Otologen – in der die Arbeitsgemeinschaft Deutscher Audiologen durch Beschluß der Mitgliederversammlung im April 1975 aufgegangen ist – hatte die »Kinderaudiologie« und die »Neuro-Otologie der Multiplen Sklerose« als Hauptthemen. Die hierzu gehaltenen Vorträge sind, teilweise in komprimierter Form, im »Sonderheft 1976« der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik/Journal of Audiological Technique« zusammengestellt.

Zunächst bringt A. Mathis, Sonderpädagogin und Psychologin in Zürich, eine aus 65 Publikationen zusammengestellte Übersicht über Störungen der serialen Integration – das ist die Fähigkeit des ZNS, aufeinanderfolgende Informationen zu perzipieren und für die Zeit der Wahrnehmungsanalyse zu speichern. Störungen der serialen Integration können zu Verzögerungen der Sprachentwicklung und Störungen der Sprachproduktion führen. Viele Einzelfragen sind noch offen.

Mitten in die moderne kinderaudiologische Diagnostik führt Salomons Beitrag über die Neuentwicklungen der EEG-Audiometrie. Die Eliminierung bioelektrischer Artefakte und unter Umständen dubioser subjektiver Beurteilungen sind das Leitthema.

Innitzer beschreibt die Elektrocochleographie beim Säugling; interessant vor allem die Bemühungen, diesem Verfahren schon im frühesten Lebensalter eine größere Frequenzspezifität zu geben.

Margareta Bjurö (vormals Korsan-Bengtson) Beitrag hat die psychoakustische zentrale Audiometrie mit informationsreduzierter Sprache zum Gegenstand. Sie kann erst bei Kindern etwa ab 7 Jahren angewendet werden. Sprachstörungen als Folge von Läsionen des zentralen Hörsystems sind sehr selten.

Stecker und Schmidt diagnostizieren kindliche Hörstörungen anhand der evozierten Hirnstammpotentiale. Die dominierenden Vierhügel-Potentiale zeigen bei Mittel- und Innenohrschäden charakteristische Latenzkennlinien. Die Differenzierung der Perzeptionsstörungen aus Veränderungen der frühen Hirnstammpotentiale wird bearbeitet.

Für die Hörgeräte-Anpassung im Kindesalter, und zwar sowohl für die Vordiagnostik als auch für die Auswahl und Aptierung der akustischen Verstärkung, setzt Leitner systematisch die Stapedius-Reflex-Audiometrie im annähernd freien Schallfeld mit getragener Hörhilfe ein und gewinnt daraus Richtwerte für Dynamik und Verstärkung.

Esser gibt darüber hinaus einen Überblick über sonstige Anwendungsmöglichkeiten der Impedanzaudiometrie in der kindlichen Hördiagnostik. Das 15 Seiten lange, reich illustrierte Kapitel enthält viele interessante Einzelheiten, die hier nicht referiert werden können.

a textbook or manual. Thus, special issues of journals would appear to meet the demand for quick information better than other media.

The last annual meeting of the Work Group of German Audiologists and Neurotologists – into which by resolution of the general meeting of the members in April 1975 the Work Group of German Audiologists has been merged – centered around "paedo-audiology" and "neurotology of multiple sclerosis". The papers presented to the audience on that occasion are reproduced, partly in abridged form, in the "Special Issue 1976" of the "Journal of Audiological Technique".

A. Mathis, specialist pedagogue and psychologist in Zurich, presents a survey of 65 publications on disturbances of the serial integration i.e. the ability of the CNS to perceive successive information and to store it for the period of perception analysis. Disorders of the serial integration can lead to retarded speech development and speech anomalies. Many individual questions are still to be answered.

Salomon's contribution on new developments in EEG audiometry deals with modern paedo-audiological diagnosis. The article examines the question of the elimination of bio-electric artefacts and occasionally dubious subjective assessments.

Innitzer describes electrocochleography in the infant; here the attempts to give this method a higher frequency specificity already in earliest childhood will certainly arouse interest.

Margareta Bjurö (formerly Korsan-Bengtson) contributed an article dealing with psycho-acoustic central audiometry using speech of reduced information. The method can be employed with children from about the age of seven upwards. Speech anomalies resulting from lesions of the central auditory system are of very rare occurrence.

Stecker and Schmidt diagnose infantile hearing defects from the evoked brain stem potentials. When the middle and internal ear are damaged, the predominant potentials of the quadrigeminal body manifest characteristic latency curves. The differentiation of the perceptive disturbances resulting from changes in the early brain stem potentials is dealt with.

For the fitting of a hearing aid in childhood, both as a preliminary diagnostic measure and for the selection as well as suitability of the acoustic gain, Leitner systematically uses stapedius reflex audiometry in the approximately free sound field with the test person wearing the hearing aid. He thus obtains standard values for dynamics and gain.

Esser gives, in addition, a survey of the remaining applications for impedance audiometry in the paediatric hearing diagnosis. The 15-page article is profusely illustrated and brings many interesting details which cannot be dealt with here.



Die Beiträge zur Neuro-Otologie der Multiplen Sklerose beginnen mit *Lehnhardt's* Übersicht über die audiologische Symptomatik; Schwindel und Provokationsnystagmus, auch Spontan-nystagmus, sind bekannt, die – allerdings wesentlich selteneren – Hörstörungen bisher wenig beachtet worden. Die scheinen jedoch ein recht charakteristisches Befundmuster zu bieten, wie an Fallbeispielen demonstriert wird.

*Meran* weist auf die Bedeutung der zentralen vestibulären Störungen hin, die auch zur Frühdiagnostik herangezogen werden können.

*Haid, Wigand, Gottwald* und Mitarbeiter benutzen für die Vestibularidiagnostik das Frequenz-Kalorigramm und schildern die Symptomatik des Gleichgewichtssystems anhand von 20 eingehend untersuchten MS-Patienten. Das Frequenz-Kalorigramm bereichert u. a. die Verlaufsbeurteilung.

Nach *Reickes* Untersuchungen scheint auch der N. Trigemini öfter Funktionsstörungen zu zeigen als bisher angenommen. Diese sind allerdings diskret und wurden vom Autor durch Ermittlung der thermischen Reizschwelle mit dem neu entwickelten thermischen Impuls-Trigeminus-Test gefunden. 10 von 17 Patienten hatten seitendifferent erhöhte Schwellen.

Insgesamt wird hier auf 100 leicht lesbaren Seiten eine Fülle von praktisch wichtigen Informationen auf hohem wissenschaftlichem Niveau geboten. Wer Kinderaudiologie und Neuro-Otologie betreibt und auf dem laufenden bleiben will, braucht dieses Heft. W. Niemeyer

*Jörg Neumann: »Lärmmeßpraxis am Arbeitsplatz und in der Nachbarschaft«, Kontakt + Studium Bd. 4 (Herausgeber: E. Kruppke und E. Wippler), Fort- und Weiterbildungszentrum Esslingen, Lexika-Verlag, Grafenau/ Württemberg, 1975, 165 Seiten, DM 25,-.*

Das vorliegende Büchlein unternimmt den Versuch, für den mit akustischen Problemen konfrontierten Praktiker eine umfassende und aktuelle Übersicht in Ergänzung zu vorhandenem Schrifttum zu bringen. Hierfür besteht zweifellos ein breitgestreutes Interesse.

Der Autor hat sich der nicht zu unterschätzenden Mühe unterzogen, aus den verschiedensten akustischen Fachbereichen nicht immer leicht zugängliche Informationen und Unterlagen zusammenzutragen. Darin liegt der spezielle Wert des Buches.

Die so gesammelten Mosaiksteinchen eignen sich gut zum Nachschlagen oder der Repetition, wohl durch die Art des Unterfangens aber weniger als systematische Lehrdarstellung. Spezielle technische Kenntnisse werden zwar nicht vorausgesetzt, in ihrem gegenseitigen Zusammenhang jedoch auch nicht aufgezeigt. Beispielsweise auf dem Gebiet von Audiometrie und Rentenentschädigungspflicht

The papers on the neurotology of the multiple sclerosis start with *Lehnhardt's* survey of the audiological symptoms: vertigo and provocation nystagmus and spontaneous nystagmus are known; the considerably less common hearing disorders have found little attention. However, they seem to offer a rather characteristic diagnostic pattern as can be demonstrated in case histories.

*Meran* points out the importance of the central vestibular disturbances which can also be useful in the early diagnosis.

*Haid, Wigand, Gottwald* and co-workers utilize the frequency calorigram for the vestibular diagnosis and expound the symptomatology of the organ of balance based on a detailed examination of 20 patients affected by multiple sclerosis. The frequency calorigram is largely of benefit to the follow-up appraisal.

*Reicke's* investigations indicate that the trigeminal nerve appears to be affected by functional disorders more frequently than has hitherto been assumed. They are, admittedly, discrete and the author detected them by ascertaining the thermal stimulation threshold with the newly developed thermal impulse-trigeminus test. 10 out of 17 patients had heterolaterally increased thresholds.

On 100 readily readable pages a wealth of practically important, highly scientific information is offered. Those engaged in paed-audiology and neurotology who wish to be kept up to date on new developments will profit from this journal. W. Niemeyer

*Jörg Neumann: »Lärmmeßpraxis am Arbeitsplatz und in der Nachbarschaft«, Kontakt + Studium Vol. 4 (Editors: E. Kruppke and E. Wippler), Fort- und Weiterbildungszentrum Esslingen, Lexika-Verlag, Grafenau/ Württemberg (W. Germany), 1975, 165 pages, DM 25,-.*

This booklet attempts to supplement the literature available by furnishing the acoustician faced with practical problems with a comprehensive and updated survey of noise measurements. No doubt, a publication like this will meet with a wide acceptance.

The author did not spare the trouble to gather material from the various acoustic sources which were not always readily accessible. And in this unique effort lies the value of the book.

The information thus collected lends itself well to be used for consultation or repetition, though less for a systematic didactic presentation of the field. The user is not expected to have a specialized technical knowledge in the field but the interrelationships are not dealt with either. For instance in the field of audiometry and social security claims the author simplifies to an almost inadmissible degree. It would certainly

hat der Autor fast unzulässig stark vereinfacht. Es würde den Wert des Werkes sicher erhöhen, wenn zugunsten der ersten einführenden Kapitel über physikalische Grundlagen, menschliches Gehör und Schallausbreitung die jetzt über die Hälfte des Umfangs umfassenden Beispiele spezieller Fabrikate von Schallmeßgeräten reduziert würden.

F. Keller

enhance the value of this publication if the enumeration of the sound meters of the various makes which fill more than half of the book were reduced in favour of the introductory chapters on the physical foundations, human hearing and propagation of sound.

F. Keller

## Aktuelles

### Arbeitskurs zum Verständnis der Anpassung von Hörgeräten

Vom 28. bis 30. Oktober 1977 wird an der Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, Freiburg i. Br., Killianstraße 5, ein Arbeitskurs zum Verständnis der Anpassung von Hörgeräten veranstaltet.

Interessenten werden gebeten, sich bei der audiologischen Abteilung der Klinik voranzumelden, da die Platzzahl der Kurse beschränkt ist.

## Forthcoming Meetings

### Working Course on Fitting Hearing Aids

From October 28 to 30, 1977, the in Germany well-known Working Course on Fitting Hearing Aids will be arranged anew by the E.N.T. Clinic of University, Killianstrasse 5, D 78 Freiburg i. Br., FRG.

Course language will be German. Registration will be limited to fifty. For booking, program and further details, please contact the Audiological Department of the E.N.T. Clinic.

## Die Mitarbeiter dieses Heftes / Our Contributors

*Utz Richter*, Dr. rer. nat., und *Klaus Brinkmann*, Dr. rer. nat., zur vita autoris siehe 6/1976 (15. Jahr), p. 224.

*Ernest R. König*, Prof. dipl. El.-Ing., zur vita autoris siehe 4/1976 (15. Jahr), p. 140.

*Utz Richter*, Dr. rer. nat., and *Klaus Brinkmann*, Dr. rer. nat., as to the biographical dates we refer to 6/1976 (Vol. 15), p. 224.

*Ernest R. König*, Prof. dipl. El.-Ing., as to the biographical dates we refer to 4/1976 (Vol. 15), p. 140.

### 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  
Bachstraße 11, 8170 Bad Tölz  
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  
Bachstrasse 11, 8170 Bad Tölz  
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





# Die neuen NEUEN von Viennatone

mit nahezu unbegrenzten  
Einstellmöglichkeiten.

Mit der Typenreihe „EXQUISIT 90-AO“ präsentiert Viennatone eine vollkommen neue Generation von HdO-Geräten.

Die mehr und mehr verbreiteten Methoden der Audiologie schaffen die Voraussetzungen für immer bessere Rehabilitation Hörbehinderter. Die neue Hörgerätefamilie „EXQUISIT 90“ mit ihrer Vielzahl an Einstellmöglichkeiten bietet die technische Voraussetzung dazu. Durch ihre anatomisch richtige Gehäuseform sind die Geräte im Gebrauch von vorne nahezu unsichtbar. Die oberhalb des Ohrhakens angebrachte Mikrofon-Öffnung („Frontal-Mikrofon“) gewährleistet eine optimale, störungsfreie Schallaufnahme.

## EXQUISIT 90 AOA

- \* Beste Sprachverständlichkeit, da besonders gute Höhenwiedergabe.
- \* Ein Maximum von Klangtreue und Verzerrungsfreiheit durch stufenlos einstellbare AVC (automatische Lautstärken-Regelung).

## EXQUISIT 90 AOC/PC

- \* Spezialgerät für komplizierte Innenohr-Schwerhörigkeit mit starkem Recruitment.
- \* Echte Dynamik-Kompression.

## EXQUISIT 90 AOC/SS

- \* Spezialgerät für ausgeprägte Hochtenschwerhörigkeit mit gutem Resthörvermögen bei tiefen Frequenzen.

## EXQUISIT 90 AO – PP

- \* Das stärkste jemals von Viennatone gebaute HdO-Gerät mit frontaler Schallaufnahme.
- \* Stufenlos einstellbare Höhenabsenkung – in Extremstellung wird das Gerät zum Tiefton-Hörgerät.

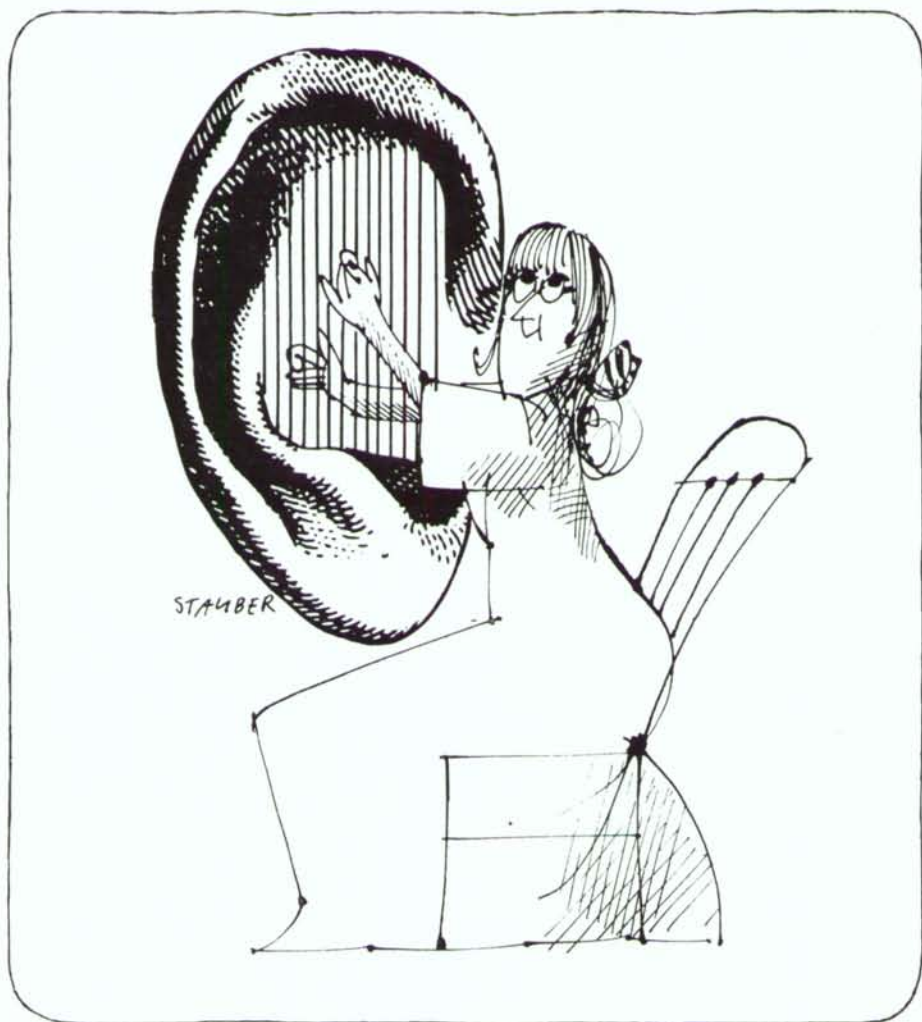
## EXQUISIT 90 AO – PP/D

- \* Durch Elektret-Richtmikrofon wesentlich verbesserte Sprachverständlichkeit in lärmgefüllter Umgebung.

**viennatone** HÖRGERÄTE

ein Name mit Weltgeltung - ein Begriff für Qualität

**SIEMENS**



**Man versteht sich besser  
mit Siemens-Hörgeräten**

MH 10/7701