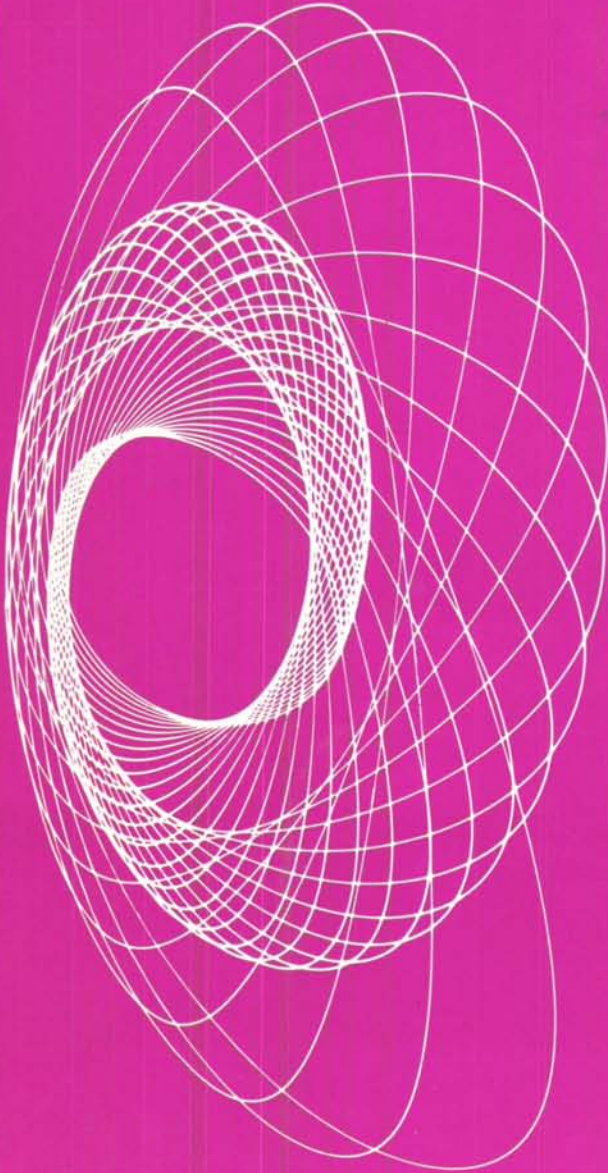


P 21976F

# Audiologische Akustik

# Audiological Acoustics

ISSN 0172-8261



20. JAHR/VOL. 20

MÄRZ/MARCH 1981

HEFT/NO.

**2**

# Philips Doppel- Kraft

3 zinc-air batteries  
Type PZP 675 1.4V  
IEC AR 44

# PHILIPS

Die neue Philips Zink-Luft-Zelle

mit der doppelten  
Lebensdauer einer  
herkömmlichen  
Quecksilberzelle!

Für den Einsatz in Normal-  
und Hochleistungshörgeräten.

Voor hoorapparaten  
Für Hörgeräte



...diedrei mit der Doppelkraft

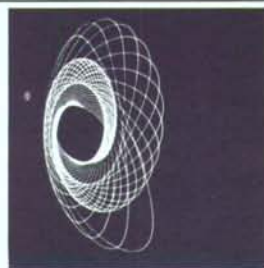
Fordern Sie Unterlagen an!

**PHILIPS**



# Audiologische Akustik

## Audiological Acoustics



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

median-verlag  
Hans-Jürgen von Killisch-Horn

20. Jahr/Vol. 20

März/March 1981

Nr./No. 2

	<b>Inhalt</b>	<b>Contents</b>	
<b>Hans Joachim Griese</b>	<b>Die Tonübertragung mit Infrarotlicht für Hörbehinderte</b>	<b>Sound Transmission with Infrared Light for the Hearing Impaired</b>	<b>34</b>
<b>Kenneth W. Berger</b>	<b>Die Berücksichtigung von Schwellen bei der Hörgeräte-Anpassung</b>	<b>The Consideration of Thresholds in Fitting Hearing Aids</b>	<b>42</b>
<b>Roland Helle</b>	<b>Die wirksame akustische Verstärkung des Hörgerätes Teil 2</b>	<b>The Etymotic Gain of the Hearing Aid Part 2</b>	<b>48</b>
	<b>Aktuelles</b>	<b>Forthcoming Meetings</b>	<b>63</b>
	<b>Buchbesprechung</b>	<b>Book Review</b>	<b>65</b>
	<b>Nachrichten aus der Industrie</b>	<b>News from Industry</b>	<b>66</b>

# Die Tonübertragung mit Infrarotlicht für Hörbehinderte

Hans Joachim Griese

*Zusammenfassung Das Übertragungsmedium Licht – vielleicht das älteste Kommunikationsmittel der Menschheit überhaupt – wird in Zukunft eine große Bedeutung in der Nachrichtentechnik erlangen. Dünne Glasfaserstränge treten an die Stelle schwerer Kupferkabel. Über Laserstrahlen wird man Richtfunkverbindungen betreiben und anderes mehr. Während sich diese Anwendungen heute alle noch in der Erprobung befinden, gibt es bereits praktische Anwendungen der Lichtübertragung in der Hörgeräte-Akustik. Es sind dies hier insbesondere Anlagen für Schulen hörgeschädigter Kinder, aber auch solche für die häusliche Sphäre, zum Empfang des Fernsehtones oder allgemein zur Erleichterung der Kommunikation. Hier wird weitgehend mit freier Strahlung gearbeitet, wobei man danach strebt, den Schul- oder Wohnraum mit moduliertem Licht so weitgehend auszuleuchten, daß überall ein ausreichender Empfang möglich ist.*

*Der folgende Beitrag befaßt sich mit tragbaren Sendern und ist als Ergänzung zu den Arbeiten des gleichen Autors gedacht, die in Heft 4 bzw. 5 der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« 1978 erschienen sind.*

## Impulstechnik

Die bereits beschriebene kontinuierliche Frequenzmodulation ist nicht mehr optimal, wenn *tragbare* Sender zum Einsatz kommen sollen und es auf das Batterievolumen ankommt.

Der Wirkungsgrad der Luminiszenzdioden ist nicht wesentlich kleiner als der Antennenwirkungsgrad eines drahtlosen Mikrofons, das mit ultrakurzen Wellen arbeitet. Die Übertragungsdämpfung ist jedoch deshalb sehr groß, weil die Empfangsflächen so klein sind. Die üblicherweise verwendeten PIN-Silizium-Photodioden haben eine Fläche von etwa 8 mm<sup>2</sup>. Das ist zu vergleichen mit der Empfangsfläche einer UKW-Antenne, die in der Größenordnung von einem Quadratmeter liegt. Man kann natürlich mehrere Empfangsdioden vorsehen oder solche größerer Fläche. Beides wird dann aber recht teuer. Auf die Vergrößerung der Empfangsfläche durch die Kugellinse wurde bereits hingewiesen. Wirkungsvollere Optiken stehen zur Zeit noch nicht zur Verfügung.

Ein anderer für die Lichtübertragung ungünstiger Umstand ist das durch Umgebungslicht hervorgerufene verhältnismäßig hohe Schrotrauschen der Empfangsdiode. In Abbildung 1 ist eine einfache Empfangsschaltung dargestellt.

Am Arbeitswiderstand R tritt ein Wärmerauschen auf, das sich bekanntlich nach der Formel

$$\bar{U}_w = \sqrt{k \cdot T \cdot R \cdot \Delta f}$$

berechnet.

Darin ist k die Boltzmannsche Konstante, T die absolute Temperatur und  $\Delta f$  die Bandbreite des angeschlossenen Verstärkers.

## Pulse technique

Continuous frequency modulation previously described is no longer optimum when *portable* transmitters are to be used and the battery size is critical.

The efficiency of luminescence diodes is not significantly smaller than the antenna efficiency of a wireless microphone which works with ultrashort waves. Transmission is, however, attenuated to a very large extent because the receiving surfaces are so small. The PIN-silicon photodiodes normally used have an area of approx. 8 mm<sup>2</sup>. This should be compared with the receiving area of an UHF antenna which is in the order of magnitude of a square meter. It is possible naturally to provide several receiving diodes or diodes with larger areas. Both of these solutions would be extremely expensive. Enlarging the receiving surface by using a spherical lens has already been referred to. More effective optical systems are not yet available at present.

Another unfavourable condition for light transmission is the relatively high receiving diode shot noise caused by the ambient light. A simple receiving circuit is illustrated in Fig. 1.

Thermal noise occurs in the working resistance R, which can be calculated according to the well-known formula

$$\bar{U}_w = \sqrt{k \cdot T \cdot R \cdot \Delta f}$$

where k is the Boltzmann constant, T the absolute temperature and  $\Delta f$  the bandwidth of the connected amplifier.

In addition, shot noise also occurs in the working resistance R caused by the statistically irregularly impinging light quanta and which can be calculated in the



# Sound Transmission with Infrared Light for the Hearing Impaired

**Summary** *The transmission medium light – perhaps the oldest means of communication ever used by man – will achieve great significance in the future in communications technology. Thin glassfiber rods take the place of heavy copper cables. Using laser beams, one will operate microwave links and the like. Whilst these applications are today still at the proving stage, practical applications in hearing-aid acoustics are already available. In particular installations for schools for children with defective hearing are referred to but also those for domestic use, for reception of television sound or generally for enhancing communication. Here free radiation is generally used although endeavours are made to illuminate the school or living room with modulated light so extensively that adequate reception is possible everywhere.*

*The following contribution is concerned with portable transmitters and is conceived as a supplement to the studies of the same author which appeared in issues 4 and 5 of "Journal of Audiological Technique" in 1978.*

Zusätzlich tritt am Arbeitswiderstand  $R$  aber noch das Schrotrauschen auf, das durch die statistisch unregelmäßig einfallenden Lichtquanten verursacht wird und wie das Rauschen einer Hochvakuumdiode im Sättigungsbereich berechnet werden kann:

$$\bar{U}_s = R \cdot \sqrt{q_0 \cdot I_0 \cdot \Delta f}$$

Darin ist  $I_0$  der durch die Diode fließende Gleichstrom, der im wesentlichen vom Umgebungslicht abhängig ist, und  $q_0$  die Elementarladung.

Bei der praktischen Dimensionierung der Eingangsschaltung des Empfängers ist es nun so, daß im allgemeinen mehr Schrotrauschen als Wärmerauschen auf-

same way as the noise of a high-vacuum diode in its saturation region from:

$$\bar{U}_s = R \cdot \sqrt{q_0 \cdot I_0 \cdot \Delta f}$$

where  $I_0$  is the direct current flowing through the diode, which is essentially dependent upon the ambient light, and  $q_0$  is the elemental charge.

By virtue of the practical dimensions of the input circuit of the receiver, it is generally the case that more shot noise occurs than thermal noise and the thermal noise can usually be neglected.

The receiver photodiode can be regarded as a sort of relay in which a corresponding current is excited

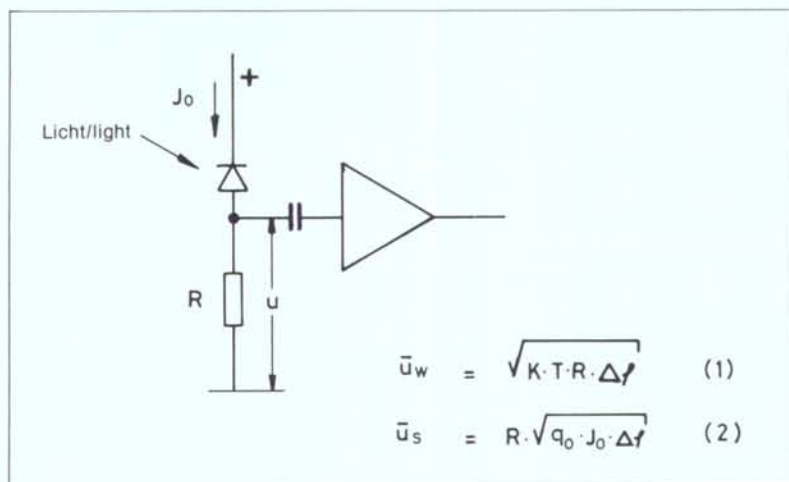


Abb. 1 Wärmerauschen und Schrotrauschen eines Empfängers für Übertragungen mit Licht

Fig. 1 Thermal noise and shot noise of a receiver for light transmissions

tritt und meist das Wärmerauschen vernachlässigt werden kann.

Die Photodiode des Empfängers kann als eine Art Relais angesehen werden, in dem durch die einfallenden Lichtquanten ein entsprechender Strom gesteuert wird. Das gilt für das Störlicht und das Nutzlicht.

Geht man zu einer Impulstechnik über, so kann bei gleichem mittleren Stromverbrauch der Spitzenstrom der Sendediode proportional zum Tastverhältnis gesteigert werden. Die Spannung an den Sendediode bleibt nahezu konstant. Proportional zum Spitzenstrom der Sendediode ist auch der Spitzenstrom der Empfangsdiode. Nun muß man natürlich mit dem Tastverhältnis auch die Bandbreite des Verstärkers vergrößern, so daß man durch die Impulstechnik nur eine Verbesserung erhält, die etwa proportional zur Wurzel aus dem Tastverhältnis ist. Geht man davon aus, daß mit den heutigen Lumineszenzdiode guten Wirkungsgrades minimale Impulsbreiten von  $1 \mu\text{s}$  noch gut zu erreichen sind und eine Impulsfrequenz von 20 kHz ausreichend ist, so erhält man ein Tastverhältnis von 1:50 und eine Überlegenheit der Impulstechnik hinsichtlich des notwendigen Batterievolumens des Senders von rund 7. Dies ist natürlich nur eine ganz grobe Abschätzung, auf Einzelheiten soll hier jedoch nicht näher eingegangen werden.

Von den Impulsmodulationen kommen eigentlich nur die Zeitmodulationen in Frage. Die Pulsamplitudenmodulation hat keine ausreichenden störbefreienden Eigenschaften. Die mit Quantisierungen arbeitenden Modulationen erfordern stets zahlreiche Impulse je Abtastwert und geben so keine Ersparnis an Batteriestrom.

Die einfachste Modulationsart ist die Impulsfrequenzmodulation, die außerdem einen besonders hohen Störabstand liefert. Der Störabstand ist natürlich um so größer, je größer der Frequenzhub gewählt wird. Um im unmodulierten Zustand nur eine möglichst tiefe Im-

through the impinging light quanta. This is true both for the interference light and the useful light.

If impulse technique is adopted, then with the same mean current consumption the peak current of the transmitter diodes can be increased in proportion to the pulse-time ratio. The transmitter-diode voltage remains in this case practically constant. The peak current of the receiver diode is also proportional to the peak current of the transmitter diode. Naturally one has to increase the bandwidth of the amplifier along with the pulse-time ratio so that the improvement obtained through pulse technique is only proportional to the root of the pulse-time ratio. If it is assumed that with present-day luminescent diodes of good efficiency a minimum pulse width of  $1 \mu\text{s}$  can be obtained without difficulty and a pulse frequency of 20 kHz is adequate, then a pulsetime ratio of 1:50 is obtained and pulse technique is superior with reference to the necessary battery size of the transmitter by a factor of approx. 7. This is naturally only a very rough approximation and it is not possible to go into greater detail here.

In fact only time modulation can be considered from amongst the various types of pulse modulation. Pulse-amplitude modulation does not possess adequate interference elimination properties. Modulating methods working with quantization always require numerous pulses per modulation value and therefore offer no saving in battery current.

The most simple type of modulation is pulse-frequency modulation which, in addition, provides a specially high noise-to-signal ratio. The signal-to-noise ratio is naturally all the higher, the higher the frequency shift is chosen. In order to necessitate transmitting only the lowest possible pulse frequency in the unmodulated condition and nevertheless to make possible large frequency shift, the type of modulation illustrated in Fig. 2 was chosen for a practical installation. In this case not

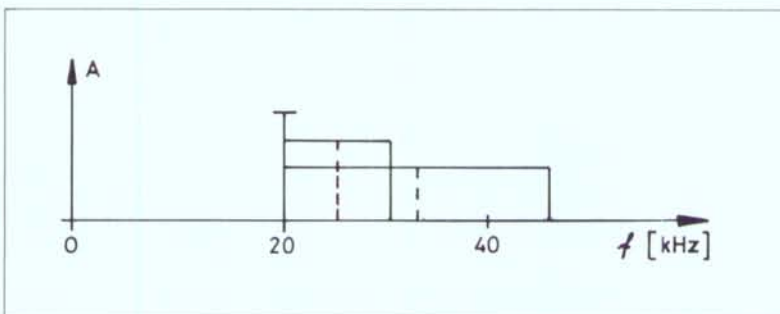


Abb. 2 Schema der Frequenzmodulation, bei der nicht die Mittenfrequenz, sondern die minimale Frequenz konstant gehalten wird

Fig. 2 Diagram of frequency modulation by which not the mean frequency but the minimum frequency is kept constant



Abb. 3 Schaltungsanordnung zur Erzielung der besonderen Frequenzmodulation nach Abb. 2

Fig. 3 Circuit arrangement to achieve the special frequency modulation according to Fig. 2

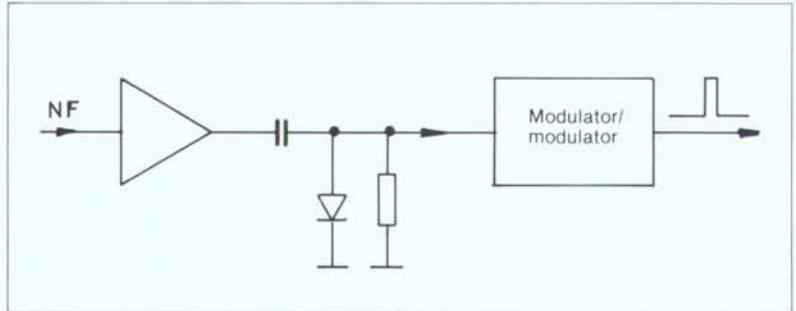
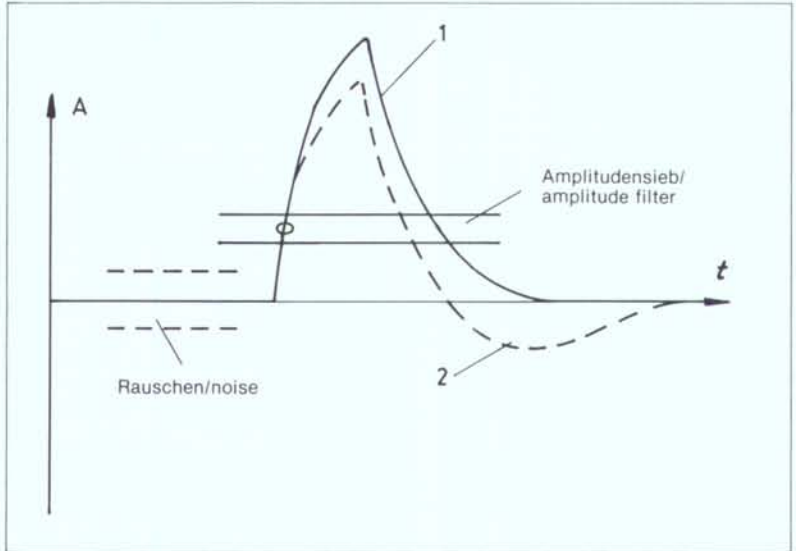


Abb. 4 Auswertung des steilen Teils der Vorderflanken der Impulse durch ein Amplitudensieb und Impulsverformung durch einen nach tiefen Frequenzen abfallenden Frequenzgang des Verstärkers

Fig. 4 Utilization of the steep part of the leading edge of the pulse through an amplitude filter and pulse distortion through an amplifier frequency response falling with low frequencies



pulsfrequenz ausstrahlen zu müssen und trotzdem große Frequenzhübe zu ermöglichen, wird bei einer ausgeführten Anlage die in Abbildung 2 dargestellt Modulationsart gewählt. Hierbei wird nicht die Mittenfrequenz konstant gehalten, sondern die minimale Frequenz. Schaltungstechnisch ist das sehr einfach zu bewerkstelligen, indem man dem Modulator eine Kombination einer Diode mit einem Kondensator und einem Widerstand vorschaltet (Abbildung 3). Bei niederfrequenter Ansteuerung verändert sich die Ladung des Kondensators, und es verschiebt sich die mittlere Impulsfrequenz nach höheren Werten. Der Vorgang bleibt bei geeigneter Dimensionierung der Schaltelemente unhörbar. Auf der Empfangsseite wird ein Zähldiskriminator verwendet, der eine Spannung abgibt, die der Zahl der Impulse pro Zeiteinheit proportional ist. Die übertragene niederfrequente Bandbreite beträgt ca. 8 kHz.

the mean frequency was kept constant but the minimum frequency. This is very easy to accomplish with regard to circuit design by interposing a diode with a capacitor and a resistance before the modulator (Fig. 3). With low-frequency excitation, the capacitor charge changes and the mean pulse frequency is shifted to higher values. This process remains inaudible when the circuit elements are suitable dimensioned. A count discriminator is used at the receiving side which generates a voltage proportional to the number of pulses per unit time. The low-frequency bandwidth transmitted amounts to approx. 8 kHz.

Before the pulses can be counted, they must be freed from noise as far as possible. An amplitude filter in the receiver serves this purpose. Since the noise possesses a statistical amplitude distribution, it is necessary to set the lower threshold of the amplitude filter sufficiently

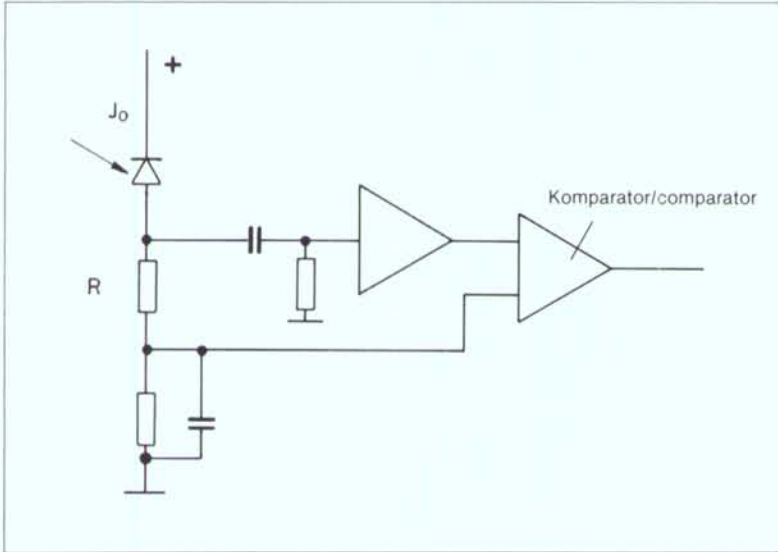


Abb. 5 Steuerung der Komparatorschwellen durch das Umgebungslicht

Fig. 5 Controlling the comparator thresholds by means of the ambient light

Bevor eine Impulszählung durchgeführt werden kann, müssen die Impulse vom Rauschen so weit wie möglich befreit werden. Hierzu dient ein Amplitudensieb im Empfänger. Da das Rauschen eine statistische Amplitudenverteilung aufweist, ist es nötig, die untere Schwelle des Amplitudensiebes genügend hoch zu legen. Andernfalls werden Rauschspitzen mitgezählt, was zu einem unangenehmen niederfrequenten Geräusch führt. Man legt die Schwelle beispielsweise auf etwa den fünffachen Wert des Effektivwertes des Rauschens. Abbildung 4 zeigt die empfangenen Impulse und die Schwellen des Amplitudensiebes, die durch einen Komparator realisiert werden. Die Impulsform 1 wird durch die Eigenschaften der Luminiszenzdiodes selbst hervorgerufen. Die Impulsform 2 entsteht durch die Absenkung der tiefen Frequenzen, auf die noch eingegangen wird. Für die Impulszählung wird der steile Teil der Vorderflanke ausgewertet.

Es wurde darauf hingewiesen, daß das Rauschen fast ausschließlich vom Störlicht abhängig ist und damit eine sehr unterschiedliche Amplitude haben kann. Vom Störlicht ist nun wiederum der durch die Photodiode fließende Gleichstrom abhängig. Es ist deshalb zweckmäßig, die Schwellen des Amplitudensiebes vom mittleren Strom durch die Diode abhängig zu machen. Das kann im einfachsten Falle auf die in Abbildung 5 dargestellte Weise erfolgen. Der Gleichstrom der Diode durchfließt ein RC-Glied. Die daran anfallende Spannung steuert die Schwellen des Komparators.

Die hier angewandte Technik weicht von der sonst in

high. Otherwise, noise peaks are counted which leads to unpleasant low-frequency noise. The threshold is for example set at about five times the effective value of the noise. Fig. 4 illustrates the received pulse and the amplitude-filter thresholds which are achieved by a comparator. The pulse shape 1 is caused by the properties of the luminescence diode itself. Pulse form 2 arises through sinking the low frequencies; this will be dealt with later on. The steep part of the leading edge is utilized for pulse counting.

Attention is drawn to the fact that the noise depends almost exclusively upon the interference light and can therefore have a widely varying amplitude. The direct current flowing through the photodiode is in turn dependent upon the interference light. It is therefore appropriate to make the amplitude-filter thresholds dependent upon the mean current through the diode. This can be brought about in the simplest case in the way illustrated in Fig. 5. The diode direct current flows through an RC link. The voltage arising there controls the comparator thresholds.

The technique applied here deviates from that usually found in pulse circuits. In general, a control circuit is used with which the pulse peaks are first of all brought to a constant amplitude and the comparator thresholds are set to the half height. The new technique was developed with special reference to the transponder, a light-pulse amplifier, which will be discussed later on.

Interference caused by the ambient light occur in the form of strong pulses under certain circumstances.



der Impulstechnik üblichen ab. Im allgemeinen wird eine Regelschaltung verwendet, mit der zunächst die Impulsspitzen auf konstante Amplituden gebracht werden, und die Komparatorschwellen werden auf die halbe Impulshöhe eingestellt. Die neue Technik wurde insbesondere in Hinsicht auf den noch zu behandelnden Transponder, einen Lichtimpulsverstärker, entwickelt.

Die Störungen durch das Umgebungslicht sind unter Umständen stark impulshaltig. Dies trifft insbesondere für Leuchtstoffröhren zu, die scharfe 100-Hz-Lichtimpulse erzeugen. Um Störungen durch die Impulse zu vermeiden, ist es zweckmäßig, den Frequenzgang des Impulsverstärkers nach tiefen Frequenzen zu begrenzen. Das führt natürlich auch zu Verformungen der Nutzpulse, die durch verschiedene Maßnahmen, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll, hinreichend klein gehalten werden müssen. Die ungefähre Form ist in Abbildung 4 bereits dargestellt.

Die Impuls-Frequenzmodulation ermöglicht es, in einem normalen Klassenraum eine Übertragung vom Lehrer zu den Schülern auch dann vorzunehmen, wenn ungünstige Verhältnisse vorliegen, der Lehrer sich beispielsweise der schwarzen Wandtafel zuwendet und der Schüler durch seinen Vordermann abgeschattet ist. Der Lehrersender ist nicht groß (Abbildung 6) und die Betriebszeit für eine Akkuladung beträgt ca. 6 Stunden.

Für große Räume, beispielsweise Hörsäle, muß jedoch noch eine Lichtverstärkung durch einen sogenannten Transponder vorgenommen werden. Transponder bestehen gewöhnlich aus einem Empfangs- und einem Sendeteil, wobei für Empfang und Sendung unterschiedliche Frequenzen verwendet werden, also ein Frequenzversatz vorgenommen wird (Umsetzer). Bei der Tonübertragung mit Lichtimpulsen kann man nun ohne Frequenzversatz arbeiten. Sieht der Transponder einen Lichtimpuls des Lehrersenders (Primärimpuls), so zündet er einen eigenen wesentlich stärkeren Sekun-

This occurs especially with luminescent tube lamps which generate sharp 100-Hz light pulses. In order to avoid interference through these pulses, it is advisable to limit the frequency response of the pulse amplifier at low frequencies. This naturally leads also to distortions of the effective pulses, which have to be kept sufficiently small through various means which cannot be described here in detail. The approximate shape is illustrated in Fig. 4.

Pulse-frequency modulation makes it possible for transmissions between teacher and pupils to be made in a normal classroom even when unfavourable conditions prevail, for example, the teacher turns towards the blackboard and the pupil is masked by the one in front. The teacher's transmitter does not have to be large (Fig. 6) and the time for recharging the battery amounts to approx. 6 hours.

For large rooms, however, for example lecture theatres, the light must be amplified by means of a so-called transponder. Transponders normally consist of a receiver and a transmitter whereby differing frequencies are used for reception and transmission so that a frequency shift takes place (frequency changer). It is possible with sound transmission using light pulses to work without frequency shifting. If the transponder detects a light pulse from the teacher's transmitter



Abb. 6 Ansicht des Lehrersenders. Außer dem Elektret-Mikrofon ist eine Klinkerbuchse vorgesehen, um auch elektrische Signale beispielsweise von einem Tonbandgerät einspeisen zu können.

Fig. 6 View of the teacher's transmitter. Apart from the Electret microphone, a jack socket is provided in order to be able to feed in electrical signals, for example, from a tape recorder.

därimpuls. Bei der hohen Lichtgeschwindigkeit und der großen Bandbreite des Empfängerverstärkers des Transponders spielt sich das alles so schnell ab, daß Primärimpuls und Sekundärimpuls nahezu zeitgleich sind und miteinander verschmelzen.

Der Transponder wird lediglich an die Lichtleitung angeschlossen und liefert Lichtimpulse mit einer Energie, die ein Vielfaches der Energie des Lehrersenders sind. Hinzu kommt der Vorteil, daß man den Empfangsteil des Transponders besonders empfindlich machen kann und der Raum durch Lehrersender und Transponder, also von zwei Stellen, besser ausgeleuchtet wird, als dies von einer einzigen Stelle aus möglich wäre. Einen solchen Transponder zeigt Abbildung 8.

Statt eines Transponders können auch beliebig viele verwendet werden. Es ist gleichgültig, welcher Transponder den Primärimpuls zuerst erkennt. Wenn ein Transponder seinen Sekundärimpuls abgibt, zünden in Art einer Kettenreaktion alle übrigen. Es ist auch gleichgültig, welche Impulsmodulation verwendet wird, er liefert einfach zu jedem ankommenden Impuls einen zeitgleichen, aber wesentlich stärkeren.

Der Transponder soll natürlich nur dann Impulse abgeben, wenn er empfangswürdige Primärimpulse erhält. Das bedeutet, daß der Schülerempfänger zeitwei-

(primary pulse) then it triggers its own considerably stronger secondary pulse. Because of the high velocity of light and the large transponder receiver amplifier bandwidth, this takes place so quickly that the primary and secondary pulse are practically simultaneous and merge into one another.

The transponder is simply connected to the mains and delivers light pulses at an energy which is many times the energy of the teacher's transmitter. In addition, there is the advantage that the receiver part of the transponder can be made particularly sensitive and that the room is better illuminated by the teacher's transmitter and the transponder, that is from two positions, than would be possible from a single position. Such a transponder is illustrated in Fig. 8.

Any number of transponders can be used instead of a single one. It is immaterial which transponder reacts at first to the primary pulse. When one transponder delivers its secondary pulse, all others trigger in the form of a chain reaction. It is also immaterial which type of pulse modulation is used. The transponder simply delivers a simultaneous but markedly stronger pulse for each pulse received.

Of course the transponder should only produce pulses when it receives a primary pulse suitable for reception.



Abb. 7 Ansicht des Schülerempfängers. Auch der Empfänger ist mit einem Elektretmikrofon versehen und gleichzeitig ein akustisches Hörgerät. Durch den seitlichen Schalter kann man wählen, ob das Mikrofon dauernd zugeschaltet werden soll oder ob es automatisch nur dann eingeschaltet werden soll, wenn aus irgendwelchen Gründen die Lichtübertragung unterbrochen ist.

Fig. 7 View of the pupil's receiver. The receiver is also provided with an Elektret microphone and at the same time an acoustic hearing aid. One can choose, by means of the switch on the side, if the microphone should be permanently switched on or if it should only be switched on automatically when the light transmission is interrupted for any reason.



Abb. 8 Ansicht des Transponders. Die Empfangsdioden befinden sich unter den unteren Abdeckkappen und zünden bei jedem empfangenen Lichtimpuls einen wesentlich stärkeren Lichtimpuls der Sendedioden unter den oberen Abdeckkappen.

Fig. 8 View of the transponder. The receiving diodes are situated under the lower cap and at each light pulse received trigger a considerably stronger light pulse from the transmitting diodes under the upper cap.



se große Transponderimpulse oder plötzlich auch nur die schwachen Lehrerimpulse erhält. Hieraus wird deutlich, daß auf die Impulsspitzen nicht geregelt werden kann, sondern im wesentlichen nur auf das Umgebungslicht.

Abbildung 7 zeigt den Empfänger, der die gleiche Größe wie der Sender aufweist und durch ein eingebautes Mikrofon auch ein normales Hörgerät darstellt.

This means that the pupil's receiver at times picks up large transponder pulses or suddenly only the weak teacher's pulses. It is clear from this that noise cannot be controlled in relation to the pulse peaks but only essentially according to the ambient light.

Fig. 7 illustrates the receiver which has the same size as the transmitter and also constitutes a normal hearing aid by virtue of its built-in microphone.

# Die Berücksichtigung von Schwellen bei der Hörgeräte-Anpassung

Kenneth W. Berger

*Zusammenfassung Ein Hörgerät verstärkt äußere akustische Signale und überträgt die verstärkten Signale in den Gehörgang. Soweit ein Hörgerät in erster Linie dazu bestimmt ist, die Sprache für den Benutzer verständlicher zu machen, erscheint es nur vernünftig, die verstärkte Übertragung im Hinblick auf das Sprachspektrum zu formen. Dieses verstärkte Modell kann oberhalb der Hörschwelle liegen, über dem angenehmsten Lautstärkepegel oder irgendwo zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitspegel. Die Verwendung von Schwellen als Grundlage, auf die eine verstärkte Kopie des Sprachspektrums gelegt wird, bietet viele Vorteile.*

## Einleitung

Hörgeräte können nach verschiedenen Verfahren angepaßt werden, sei es durch ein besseres Ratespiel oder anhand komplizierter Formeln. Ein Einwand dazu bezieht sich auf die Frage, ob es richtig ist, Schwellen zur Bestimmung der Anforderungen hinsichtlich Verstärkung und Frequenzgang zu verwenden. Es gibt viele, die von der Benutzung von Schwellen nichts halten, aber es scheint auch ebensoviel (wenn nicht mehr) Ärzte zu geben, die bei der Anpassung von Hörgeräten Schwellen berücksichtigen.

Bei den üblichen Verfahren des Hörgerätevergleichs wird unter den Hörgeräten vermutlich eine intuitive Vorwahl in Hinblick auf Schwellen ohne Hörgerätebenutzung getroffen, und die erprobten Hörgeräte werden dann nach den Ergebnissen der geräteunterstützten Schwellen für Sprache und Wortunterscheidung entsprechend eingestuft [3]. Unter denjenigen, die vorgeschriebene Verfahren verwenden, gehen die Meinungen über den Wert der Benutzung der angenehmsten Lautstärkepegel (MCL) oder der mit diskreten Frequenzsignalen bestimmten Schwellen auseinander. Die Gegner der Schwellen führen ins Feld, daß Benutzer von Hörgeräten üblicherweise nicht an der Schwelle liegenden Schall hören, daß das Verhalten des Ohres bei Schwellenwerten nicht unbedingt Schlüsse auf das Verhalten bei höheren Pegeln zuläßt und daß das Verstehen der Umgangssprache und nicht so sehr die Verbesserung des Hörens im Schwellenbereich das angestrebte Ziel darstellt. Diese Argumente haben durchaus ihre Gültigkeit, aber daraus scheint man falsche Schlüsse zu ziehen.

Der Streit über den Wert der MCL gegenüber Schwellen hat einen wichtigeren Faktor, nämlich das Verstärkungsziel, in den Hintergrund gedrängt. Es scheint nützlicher zu sein, das Augenmerk zunächst darauf zu richten, was verstärkt werden soll und dann erst über die geeignete Bezugslinie zu entscheiden.

## Das verstärkte Signal

Ein Hörgerät kann den Hörvorgang selbst weder verstärken noch verändern. Das Hörgerät nimmt lediglich

## Introduction

Hearing aids can be and are fitted by a number of procedures, ranging from little more than guessing to complicated formulas. One argument about fitting procedures is over the appropriateness of thresholds for determining gain-frequency response requirements. Threshold use has many detractors, but there seem to be as many if not more clinicians who employ them in hearing aid fitting.

In traditional hearing aid comparison procedures the preselection of hearing aids is presumably made on some intuitive basis in reference to unaided thresholds, and the tested aids are then ranked according to aided thresholds for speech and word discriminations scores [3]. Among those employing prescriptive methods there is a division of opinion between the value of using most comfortable loudness level (MCL) or thresholds determined with discrete frequency stimuli. Critics of threshold use argue that hearing aid wearers do not usually listen to sound at threshold, that the behavior of the ear at threshold does not necessarily predict behavior at higher levels, and that the understanding of conversational speech rather than an improvement in threshold is the goal. The arguments are valid, but the implication behind them seems faulty.

The dispute over the value of MCLs versus thresholds has overshadowed a more important factor, that is, the amplified goal. It would appear to be more profitable to first focus on *what* should be amplified and then decide which baseline is most appropriate.

## The Amplified Signal

A hearing aid does not amplify or alter the hearing mechanism. Rather, the hearing aid picks up acoustic signals in the environment, modifies those signals, and delivers them to the ear canal. Thus, it is appropriate to shape the amplified response in reference to the desired input signal – specifically speech – but recognize the interaction between that signal and the particular hearing loss.

Speech is a dynamic phenomenon, difficult to precisely



# The Consideration of Thresholds in Fitting Hearing Aids

**Summary** *A hearing aid amplifies external acoustic signals and delivers the amplified signals to the auditory canal. Inasmuch as the primary purpose of a hearing aid is to make speech more intelligible to the wearer, it is logical to shape the amplified response in reference to the speech spectrum. This amplified model can be placed over the hearing threshold, or most comfortable loudness level, or any other level between threshold and discomfort. The use of thresholds as the base upon which to place an amplified replica of the speech spectrum has many advantages.*

akustische Signale aus einer Umwelt auf, modifiziert sie und leitet sie an den Gehörgang weiter. Folglich ist es richtig, das verstärkte Signal in Hinblick auf das gewünschte Eingangssignal, insbesondere Sprache, zu formen, ohne dabei den Zusammenhang zwischen diesem Signal und dem besonderen Hörverlust zu übersehen.

Sprache stellt ein dynamisches Phänomen dar, das nur schwerlich genau gemessen und definiert werden kann. In erster Annäherung kann das Sprachspektrum als eine Vorstellung dessen dienen, was verstärkt werden soll. Abb. 1 zeigt ein Langzeit-Sprachspektrum [nach 4]. Viele Forscher haben Abbildungen eines durchschnittlichen Sprachspektrums geliefert, die nur geringe Abweichungen aufweisen. Es wurde auch vorgeschlagen, daß das für unsere Zwecke geeignete Sprachspektrum dasjenige sein soll, das nach Terzen und nicht nach Hertz analysiert wurde [2]. Bei einer Terzanalyse bis zu etwa 1000 Hz weist das Sprachspektrum das in Abb. 1 gezeigte Muster auf, wobei über diesen Wert hinaus lediglich ein geringer Energieabfall eintritt.

measure and define. As a first-order approximation the speech spectrum may serve as a representation of what should be amplified. Figure 1 shows a long-term speech spectrum [after 4]. A number of experimenters have produced graphs of the average speech spectrum, and they show minor variations. It has also been suggested that the appropriate speech spectrum for our purposes is one analyzed by third-octaves rather than by Hertz [2]. With third-octave analysis the speech spectrum shows a pattern like that in Figure 1 up to about 1000 Hz, above which there is only a small decrease in energy.

From Figure 1 it can be seen that the energy in speech has its maximum at about 500-550 Hz. Below that frequency there is a small reduction in the energy within typical speech, and in the higher frequencies the relative energy is quite small. To repeat, it seems appropriate to shape the amplified signal to an impaired ear in reference to the speech spectrum. However, the value of much gain in the frequencies below 500 Hz is questionable because that range contributes little to speech intelligibility, but it does encompass many un-

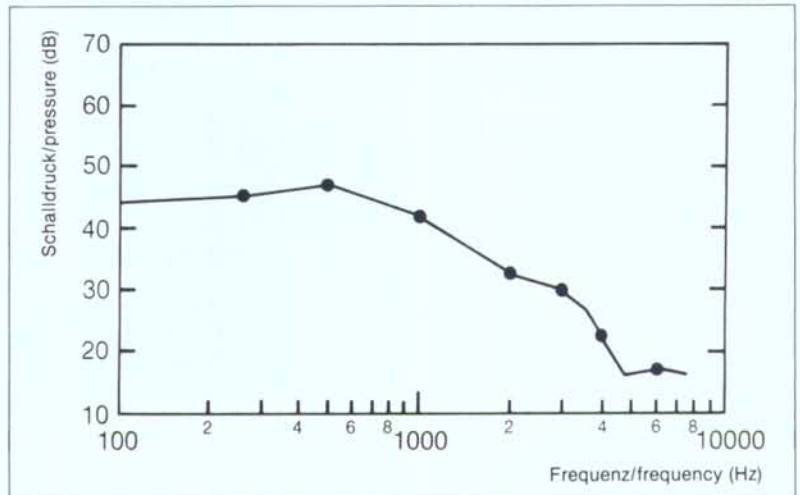


Abb. 1 Langzeit-Sprachspektrum nach Miller [4]

Fig. 1 Long-term speech spectrum after Miller [4]

Aus Abb. 1 ist zu ersehen, daß die Energie des Sprachspektrums ihr Maximum bei etwa 500 bis 550 Hz erreicht. Unter dieser Frequenz tritt ein geringer Energieabfall innerhalb der typischen Sprache auf, während bei höheren Frequenzen die jeweilige Energie ziemlich gering ist. Um es zu wiederholen: es scheint richtig zu sein, daß das einem geschädigten Ohr dargebotene verstärkte Signal in Hinblick auf das Sprachspektrum geformt wird. Fraglich ist allerdings der Wert einer hohen Verstärkung im Frequenzbereich unter 500 Hz, weil dieser Bereich zum Sprachverständnis nur wenig beiträgt, wohl aber viele unerwünschte Hintergrundgeräusche erfaßt. Obgleich die Grundfrequenz von Stimmen unter 500 Hz liegt, enthält der erste Formant alle in der Grundfrequenz vorliegenden erforderlichen sprachlichen Informationen.

Oberhalb 500 Hz nimmt, wie aus Abb. 1 ersichtlich, die Energie des Sprachspektrums allmählich ab. Infolgedessen gibt die Hörgeräteverstärkung diese Abnahme der Energie des Sprachspektrums logischerweise weitgehend wieder. Im Idealfall könnte dies auch für den höheren Frequenzbereich gelten, doch ist dies bei anormalen Ohren nicht gegeben. Der Grund hierfür ist, daß die Energie des Sprachspektrums zu höheren Frequenzen hin immer mehr abnimmt, während gleichzeitig der Hörverlust auf typische Weise im höheren Frequenzbereich immer mehr zunimmt. Soll das Sprachspektrum weiterhin wiedergegeben werden, ist an einem bestimmten Punkt so viel Verstärkung erforderlich, daß als Folge davon einem Hörmechanismus eine zusätzliche Verzerrung zu der bereits vorhandenen zugeführt wird. Infolgedessen kann die Verstärkung oberhalb einer bestimmten Frequenz das Sprachspektrum nicht mehr realistisch wiedergeben. Dennoch kann man von der Verstärkung, die auf einer Wiedergabe des Sprachspektrums beruht, wenn auf das Hörverlustmuster gelegt, erwarten, daß für diesen besonderen Hörverlust eine optimale Sprachverständlichkeit erzielt wird.

Bei unseren auf ärztlicher Verschreibung beruhenden Verfahren stellen wir für die Verstärkung einen Höchstwert bei 2000 Hz in Hinblick auf den Hörschwellenpegel ein, in der Annahme, daß es sich hierbei um die wichtigste aller Frequenzen für das Verständnis der Konsonanten handelt [1]. Oberhalb von 2000 Hz verringern wir wegen der bereits erwähnten Probleme, die sich aus einer hohen Verstärkung und Verzerrung ergeben, allmählich die Verstärkung mit Bezug auf den Hörschwellenpegel.

### Die Wahl der Bezugslinie

Das Sprachspektrum kann als ein Frequenzgangmodell für die Formung des verstärkten Signals benutzt

desired background sounds. Although the fundamental frequency of voices is below 500 Hz the first formant contains all of the necessary linguistic information found in the fundamental.

Above 500 Hz, as can be seen in Figure 1, the energy in speech gradually becomes less and less. Therefore, it is logical for the gain of the hearing aid to mirror this decrease in the energy in speech, to the extent practicable. Ideally the mirroring would continue through the higher frequencies, however with abnormal ears this is not feasible. This is so because as the energy in speech is becoming less and less toward the higher frequencies, at the same time hearing losses typically become worse and worse toward the higher frequencies. To continue mirroring the speech spectrum, therefore, at some point requires gain of such magnitude that the consequence is distortion added into a hearing mechanism that already has, by definition, distortion. Hence, above some frequency gain cannot realistically continue to mirror the speech spectrum. Nonetheless, gain based upon a mirroring of the speech spectrum, when overlaid on the hearing loss pattern, may be expected to provide optimum intelligibility of speech for that particular hearing loss.

In our prescriptive procedures we peak the gain at 2000 Hz in reference to the hearing threshold level, under the assumption that this is the most important of all frequencies for consonant intelligibility [1]. Above 2000 Hz we gradually reduce gain in reference to the hearing threshold level because of the high gain and distortion problems mentioned above.

### Choice of Baseline

The speech spectrum can be employed as a frequency response model for shaping the amplified signal, whether that model is imposed over the hearing threshold level, or MCL, or any other point between threshold and the uncomfortable loudness level (UCL).

This concept is a reminder that the hearing aid is not amplifying the ear but rather it is amplifying the external signal. Therefore, it makes little difference whether threshold, or MCL, or some other level is used, since the choice serves merely as a baseline for prescribing the frequency response; later that same level, aided, is used to determine the effect of amplification. Further, the chosen level can be measured in HL or SPL. The primary concern of the clinician is thereby directed toward making the amplified signal as intelligible as possible. What is comfortable or uncomfortable under various noise and reverberation environments will be judged and controlled by the hearing aid wearer and need not concern us except as related to reduced gain in the low frequencies.





# Neu: MINI PRIMO

## Gross in der Leistung, klein im Format.

Ein weiterer Beweis für den hohen Stand der REXTON-Technik: Mit der neuentwickelten **MINI PRIMO** Serie ist es gelungen, eines der kleinsten Geräte der Welt mit extrem hohem Leistungsumfang zu schaffen. Beide Modelle sind mit der neuen und einzigartigen **COMFORT-SCHALTUNG** ausgerüstet. Damit kann der Träger sein Gerät selber mittels

eines Schalters problemlos auf die jeweilige Umgebung einstellen. Ausserdem lassen sie sich optimal anpassen, sind federleicht, einfach zu bedienen und vermitteln durch ihre anatomisch perfekte Form einen noch nie gekannten Tragkomfort. Kein Wunder, dass REXTON-Hörsysteme auf der ganzen Welt tonangebend sind.

# REXTON

## immer tonangebend.

### MINI PRIMO

Verstärkung max.  
Ausgangsschalldruck max.  
Begrenzung (PC) schaltbar (-10 dB) auf  
Comfort Compression regel- und schaltbar bis  
Frequenz-Umfang (ANSI)  
Batterie-Typ

### PP C

68 dB  
133 dB  
123 dB  
300-4100 Hz  
13



### CE MILD

40 dB  
114 dB  
-11 dB  
420-4200 Hz  
13



# BOMMER

## INTERNATIONAL

LANGGRÜTSTRASSE 112  
CH-8047 ZÜRICH  
PHONE 01 54 98 30

**A - M Hearing Aids Ltd**  
7 Kelvin Way  
Crawley  
GB-Sussex RH 10 2LS

**Rexton SA**  
Tour Maine Montparnasse  
18e étage, 33, av. du Maine  
F-75755 Paris-Cedex 15

**Hansaton**  
AKUSTIK GMBH  
Dehnhaid 85  
D-2000 Hamburg 76

Itzlinger Hauptstr. 33  
A-5020 Salzburg

werden, gleichgültig ob dieses Modell auf den Hörschwellenpegel und die MCL oder auf irgendeinen anderen Punkt zwischen Schwelle und Unbehaglichkeitspegel (UCL) gelegt wird.

Dieses Konzept erinnert daran, daß ein Hörgerät nicht das Ohr, sondern das von außen kommende Signal verstärkt. Infolgedessen ist es unwichtig, ob Schwelle oder MCL oder irgendein anderer Pegel benutzt wird, da sie lediglich als Bezugslinie für die Verschreibung des Frequenzganges dienen; später wird derselbe Pegel unter Benutzung eines Hörgerätes dazu verwendet, um die Verstärkungswirkung zu bestimmen. Ferner kann der gewählte Pegel in HL oder SPL gemessen werden. Für den Arzt besteht die Aufgabe vorrangig darin, das verstärkte Signal so verständlich wie möglich zu machen. Was angenehm oder unangenehm unter verschiedenen Lärm- und Hallbedingungen ist, wird vom Benutzer des Hörgerätes beurteilt und überprüft und braucht nicht unsere Sorge zu sein, es sei denn, es bestünde eine Beziehung zur herabgesetzten Verstärkung im niederen Frequenzbereich.

Obleich MCL für die Verschreibung eines Hörgerätes verwendet werden können, bietet die Benutzung diskreter Frequenzschwellenwerte mehr Vorteile. Schwellen erweisen sich bei Erprobungen und Nacherprobungen als zuverlässiger; sie verändern sich wenig von Tag zu Tag, es sei denn, es läge eine aktive Mittelohrerkrankung vor oder der Patient wäre einem starken Lärm ausgesetzt, und eine gute Übereinstimmung wird erwartet, wenn diese von verschiedenen Ärzten oder an verschiedenen Audiometern gemessen werden, sie lassen sich ziemlich rasch feststellen, man benötigt kein Sondergerät und hinsichtlich Alter und Bildungsgrad sind weitere Grenzen gezogen als praktisch bei jedem anderen audiometrischen Test. Ein weiterer Vorteil der Benutzung von Schwellen liegt darin, daß sie unter den meisten Bedingungen ohnehin bestimmt werden müssen, so daß sich der Zeitaufwand für Patient und Arzt verringert, denn es kann auf etwas zurückgegriffen werden, was bereits vorliegt.

### Schlußfolgerungen

Die Argumentation, daß Personen üblicherweise nicht im Schwellenbereich hören oder daß wir nicht daran interessiert sind, die Schwelle zu verbessern, ist dann ohne Belang, wenn bei der Hörgeräteanpassung das Sprachspektrum als ein Modell für die Formung des verstärkten Schalls verwendet wird. Vom Benutzer des Hörgerätes wird nicht erwartet, daß er im Schwellenbereich hört. Ohne Hörgerät wird die Schwelle verwendet, auf die ein unvollkommen widergespiegeltes Sprachspektrum gelegt wird, und bei Benutzung eines

Although MCLs can be used for prescriptive purposes there are more advantages to using discrete frequency threshold data. Thresholds have better test-retest reliability, they change little from day to day except for active middle ear pathology or high noise exposure, good agreement is expected when they are measured by different clinicians or from different audiometers, they can be determined rather quickly, they require no special apparatus, and they can be obtained from a larger age and intellectual range than virtually any other audiometric test. Another advantage to using thresholds is that under most circumstances they will need to be determined anyway, so client and clinician time is saved by using what is already accomplished.

### Conclusions

The arguments that individuals do not usually listen at threshold, or that we are not interested in improving threshold, thus, are immaterial if in hearing aid fitting the speech spectrum is used as a model for shaping the amplified sound. The hearing aid wearer is not expected to be listening at threshold. The unaided threshold is used on which to overlay an incompletely mirrored speech spectrum, and the aided threshold confirms how closely the prescribed response was achieved.

Obviously thresholds can't be the *sole* basis for accurate hearing aid fitting; UCLs must also be obtained to specify appropriate SSPL. Before these can be used the choice of ear or ears to be fitted need to be determined by some combination of information from threshold, dynamic range, word discrimination scores, or other factors. After a judgement has been made of the ear or ears to be fitted the threshold is, indeed, appropriate if not ideal for specifying frequency response, and the UCL for specifying SSPL.

### Appendix

Space does not permit detailed explanation of our prescriptive fitting procedures. These may be found in [1]. In brief, we basically employ the one-half gain rule. That is, the overall gain assumed to be needed is slightly more than one-half of the client's hearing threshold level (HTL). To shape the gain-frequency response we employ the following formula:

$$\left[ \frac{\text{HTL at 500 Hz}}{2} + 10 \right]; \left[ \frac{\text{HTL at 1000 Hz}}{1.6} + 10 \right]; \\ \left[ \frac{\text{HTL at 2000 Hz}}{1.5} + 10 \right]; \left[ \frac{\text{HTL at 3000 Hz}}{1.7} + 10 \right]; \\ \left[ \frac{\text{HTL at 4000 Hz}}{1.9} + 10 \right]; \left[ \frac{\text{HTL at 6000 Hz}}{2} + 10 \right].$$

This formula, without the 10 dB of reserve gain in each section, specifies the operating gain, and serves to pre-



Hörgerätes bestätigt die Schwelle, wie nahe man an die vorgeschriebene Frequenzkurve herankam.

Schwellen können natürlich nicht die *alleinige* Grundlage für ein genaues Anpassen eines Hörgerätes bilden. UCL müssen ebenfalls bestimmt werden, um geeignete SSPL spezifizieren zu können. Bevor diese verwendet werden können, muß über das zu unterstützende Ohr (Ohren) eine Entscheidung getroffen werden, und zwar auf Grund einer aus der Schwelle, dem dynamischen Bereich, der Wortunterscheidung und anderen Faktoren gewonnenen Information. Nachdem das Ohr bzw. die Ohren, das (die) mit einem Hörgerät zu versehen ist (sind), beurteilt wurde(n), gilt die Schwelle tatsächlich als geeignet, wenn nicht gar als ideal für die Festlegung des Frequenzganges und die UCL für die Festlegung der SSPL.

### Anhang

Aus Platzgründen ist es leider nicht möglich, unsere Anpassungsverfahren aufgrund ärztlicher Verschreibung genauer zu erläutern. Diese sind unter [1] zu finden. Am Rande sei erwähnt, daß wir grundsätzlich die 1/2-Verstärkungsregel anwenden. Das heißt, daß die gesamte für notwendig gehaltene Verstärkung nur geringfügig mehr als die Hälfte des Hörschwellenpegels (HTL) des Patienten beträgt. Für die Formung der Verstärkungs-Frequenzkurve wenden wir die folgende Formel an:

$$\left[ \frac{\text{HTL bei 500 Hz}}{2} + 10 \right]; \left[ \frac{\text{HTL bei 1000 Hz}}{1,6} + 10 \right];$$

$$\left[ \frac{\text{HTL bei 2000 Hz}}{1,5} + 10 \right]; \left[ \frac{\text{HTL bei 3000 Hz}}{1,7} + 10 \right];$$

$$\left[ \frac{\text{HTL bei 4000 Hz}}{1,9} + 10 \right]; \left[ \frac{\text{HTL bei 6000 Hz}}{2} + 10 \right].$$

Diese Formel gibt – ohne die 10 dB Reserveverstärkung in jedem Bereich – die Betriebsverstärkung an und sagt voraus, was die Schwelle bei Benutzung eines Hörgerätes sein soll. Die Formel einschließlich der 10% Reserveverstärkung  $\pm$  Korrekturfaktoren für die Mikrophananlage (hinter dem Ohr, im Ohr oder am Körper) stellt die höchste Verstärkung am 2 cm-Kuppler dar, von der erwartet wird, daß sie sich der geforderten Verstärkung nähert. Geringe Veränderungen werden bei beidohrigem Anpassen vorgenommen und in jenen Fällen, in denen dem Hörverlust eine beträchtliche Leitungskomponente zugrunde liegt. Wir kennen das *beste* Anpassungsverfahren für Hörgeräte nicht, aber aufgrund der aufeinanderfolgenden Anpassungen an 600 Patienten können wir bestätigen, daß dieses Verfahren *gute* Ergebnisse zeitigt.

dict what the aided threshold should be. The formula, including 10 dB of reserve gain  $\pm$  correction factors to account for the microphone location (behind-the-ear, in-the-ear, or body), constitutes the maximum gain from 2 cm coupler measures which is expected to approximate the needed gain. Small modifications are made for binaural fittings and in cases of significant conductive component to the hearing loss. We do not know the *best* hearing aid fitting method, but we can testify from fitting almost 600 consecutive clients with this prescriptive method that it produces *good* fittings.

### Literatur/References

- [1] Berger, K. W., E. N. Hagberg, and R. L. Rane: Prescription of Hearing Aids: Rationale, Procedures, and Results. Herald Publishing House, Kent, Ohio, 2nd edition 1979.
- [2] Byrne, D.: The speech spectrum – some aspects of its significance for hearing aid selection and evaluation. *British J. of Audiology*, 11 (1977) 40.
- [3] Carhart, R.: Selection of hearing aids. *Archives of Otolaryngology*, 44 (1946) 1.
- [4] Miller, G. A.: Language and Communication. McGraw Hill, New York, 1951.

# Die wirksame akustische Verstärkung des Hörgerätes

## Teil 2

Roland Helle

*Zusammenfassung* Die Differenz zwischen den am Trommelfell mit und ohne Hörgerät auftretenden Schalldruckpegeln ist die wirksame akustische Verstärkung des Hörgerätes. Sie kann mittels einer objektiven Messung an der mit Ohrsimulatoren ausgestatteten Meßpuppe KEMAR als der beim Menschen zu erwartende Mittelwert bestimmt werden. Sie hängt wesentlich von der Trageweise des Gerätes und dessen akustischer Verbindung zum Ohr des Trägers ab.

*Der unterschiedliche Einfluß der Trageweise auf die wirksame akustische Verstärkung wird für Ta-schengerät, Hinter-dem-Ohr-Gerät und Im-Ohr-Gerät für Schalleinfall aus vier verschiedenen Richtungen ermittelt.*

*Anhand von Messungen an unterschiedlichen Hinter-dem-Ohr-Geräten wird am KEMAR gezeigt, wie sich die wirksame akustische Verstärkung verändert, wenn die akustische Verbindung zwischen Tragehaken und Ohr innerhalb desjenigen Bereiches variiert wird, der bei der Anpassung von Hörgeräten an den Patienten in der Praxis genutzt wird.*

*Außerdem wird dargelegt, wie sich die wirksame akustische Verstärkung eines Hörgerätes am KEMAR verändert, wenn es mit geschlossenem, mit belüftetem und mit völlig offenem Ohrpaßstück eingesetzt wird und welchen Einfluß dabei der direkt in den versorgten Gehörgang übertragene Schall hat.*

### 3.1 Variation der Parameter und Geräteauswahl

Abb. 4 zeigt in einer schematischen, jedoch maßstabsgerechten Darstellung, welche Parameter des Schallkanales – ausgehend vom Standardwert mit 25 mm langem Schlauch mit 2 mm Innendurchmesser sowie einem Paßstück mit einer Bohrung von 18 mm Länge und einem Innendurchmesser von 3 mm – am Ohrsimulator variiert wurden. Die Länge des Schallschlau-ches wurde für die Werte 35 mm, 25 mm und 15 mm untersucht.

Damit wird der in der Praxis vorkommende Bereich der Länge des Schallschlau-ches weitgehend abgedeckt. Der Innendurchmesser der Paßstückbohrung wurde mit 4 mm, 3 mm und 2 mm variiert. Der Durchmesser von 2 mm wird in der Praxis oft verwendet, wenn der Schallschlauch bis zur Spitze des Ohrpaßstückes durchgezogen wird, 3 mm entspricht dem Bezugswert der IEC-Empfehlung 126 [8] und 4 mm wird in der Literatur, z. B. von Killion [13] für eine besonders gute Übertragung der hohen Frequenzen empfohlen. Die Länge des Volumens der Zentralkammer des Ohrsimulators, also der Raum zwischen der Spitze des Ohrpaßstückes und dem Trommelfell, wurde einmal vom Bezugswert 12,7 mm auf die Höhe 6,4 mm halbiert und das anderemal – soweit dies technisch möglich war – um fast dieselbe Strecke auf 17,8 mm verlängert, gleichzeitig wurde die Länge des Ohrpaßstückes verän-

### 3.1 Variation of the parameters and selection of aids

In a schematic, but true-to-scale, representation, Figure 4 shows what parameters of the tubing were varied at the ear simulator – on the basis of the standard value with a 25 mm long tube having a 2 mm inside diameter, and an earmould having a bore of 18 mm in length and an inside diameter of 3 mm. Flexible tubes of 35 mm, 25 mm and 15 mm length were investigated.

Thus, the range of length of the flexible tube, occurring in practice, is largely covered. The inside diameter of the earmould bore varied, having values of 4 mm, 3 mm and 2 mm. In practice, the diameter of 2 mm is frequently employed when the flexible tube is pulled through to the tip of the earmould; 3 mm correspond to the reference value quoted in the IEC recommendation 126 (8), and 4 mm is recommended in the literature, for example, by Killion (13), for a particularly good transmission of the high frequencies. The length of the volume of the central chamber of the ear simulator, that is, the space between the tip of the earmould and the eardrum, was, in one instance, halved from the reference value of 12.7 mm to 6.4 mm, and, in another instance, insofar as it was technically possible – was elongated by almost the same amount to a value of 17.8 mm; at the same time, the length of the earmould



# The Etymotic Gain of the Hearing Aid

## Part 2

**Summary** *The difference in the sound pressure level at the eardrum of an aided and unaided ear is the etymotic gain of a hearing aid. It can be determined by means of an objective measurement on the KEMAR manikin provided with ear simulators and the result represents the mean value to be expected in humans. The etymotic gain depends to a considerable extent on the mode of wearing the hearing aid and on the acoustic connection between instrument and human ear.*

*The differing influence of the mode of wearing on the etymotic gain is determined for pocket aids, behind-the-ear aids and in-the-ear instruments from four different angles of sound incidence.*

*Measurements on different behind-the-ear aids using the KEMAR manikin are to demonstrate how the etymotic gain varies with those modifications of the acoustic connection between the plastic hook and the ear, that are used in practice during the fitting of a hearing aid.*

*Moreover, it is demonstrated how the etymotic gain of a hearing aid on the KEMAR varies with a closed, vented and completely open earmould and what influence is exercised by the sound directly transmitted to the aided auditory meatus.*

dert, so daß sich Werte von 12,9 mm, 18 mm und 24,3 mm ergaben.

Insgesamt wurden 5 verschiedene Hörgerätemodelle (A, B, C, D, E) mit diesen Schallkanälen untersucht.

was modified, to give values of 12.9 mm, 18 mm and 24.3 mm.

A total of 5 different hearing aid models (A, B, C, D, E) were investigated using these tubings. The instru-

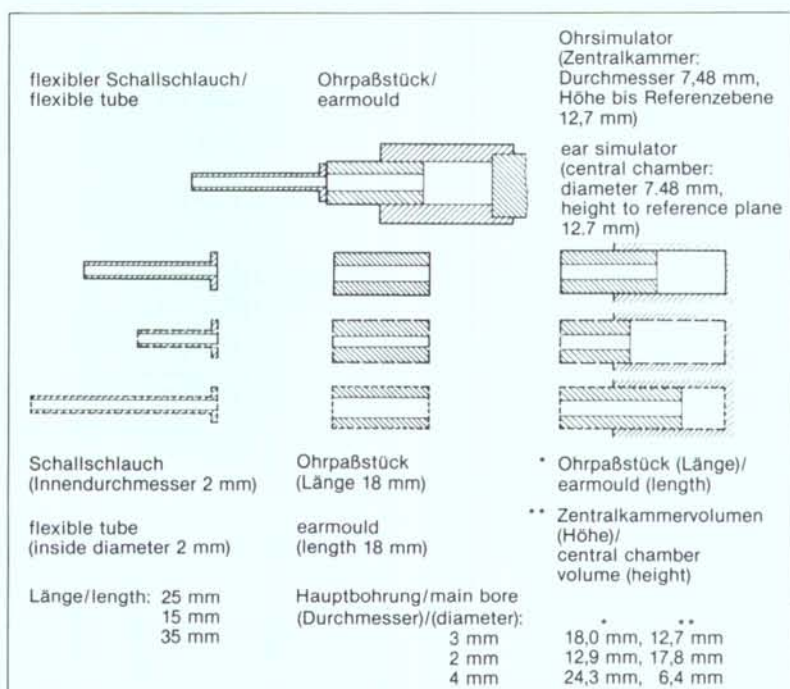


Abb. 4 Variation des Schallkanales zum Ohrsimulator

Fig. 4 Variation in the tubing leading to the ear simulator

Die Geräte stammten von 3 verschiedenen Herstellern. Die in den Geräten verwendeten Hörer waren von 2 verschiedenen Wandlerlieferanten, es handelte sich insgesamt um 3 verschiedene Hörertypen; zwei davon wurden je einmal ohne und einmal mit zusätzlichen Dämpfungsmaßnahmen in den entsprechenden Geräten verwendet.

Die Position des Verstärkungsstellers der Geräte wurde so festgelegt, daß sich unter Standardbedingungen [7] bei 1 kHz bei einem Eingangspegel von 60 dB eine Verstärkung von 40 dB ergab. Anschließend wurde diese Position für alle Messungen der wirksamen Verstärkung unverändert übernommen.

### 3.2 Unterschiedliche Länge des Schallschlauches

Der Einfluß unterschiedlicher Länge des Schallschlauches ist in Abb. 5 für das Hörgerät B sowohl für den im übersteuerten Zustand des Gerätes maximal erreichbaren Ausgangspegel (im oberen Teil des Bildes) als auch für die – im linearen Übertragungsbereich ermittelte – wirksame Verstärkung dargestellt. Aus der Kurve des maximalen Ausgangspegels geht die Verschiebung der Resonanzen zu tieferen Frequenzen mit größer werdender Schlauchlänge hervor. Dieser Effekt ist den Kurven der wirksamen Verstärkung nicht mehr so eindeutig zu entnehmen, weil diese wegen der darin

ments were of 3 different makes. The receivers employed in the devices were obtained from 2 different suppliers of transducers; all in all, three different types of receiver were employed; two of these were used both with and without additional damping measures in the corresponding instruments.

The position of the gain control of the devices was fixed in such a way that, under standard conditions (7) at 1 kHz and an input level of 60 dB, a gain of 40 dB resulted. Finally, this position was adopted, unchanged, for all measurements of the etymotic gain.

### 3.2 Varying lengths of the flexible tube

The influence of different lengths of the flexible tube is represented in Figure 5 for the hearing aid B, both for the maximally achievable output level (in the upper part of the Figure) obtained by saturation of the instrument, and also for the etymotic gain – determined within the linear transmission range. The curve of the maximum output level indicates the shift of the resonances towards lower frequencies, as the length of the tube increases. This effect cannot be recognized so unequivocally in the curves of etymotic gain since, on account of the subtraction of the transmission curve of the open ear, they have their maxima and minima at other frequencies. Nevertheless, if the respective points of intersection of the curves are considered, it can

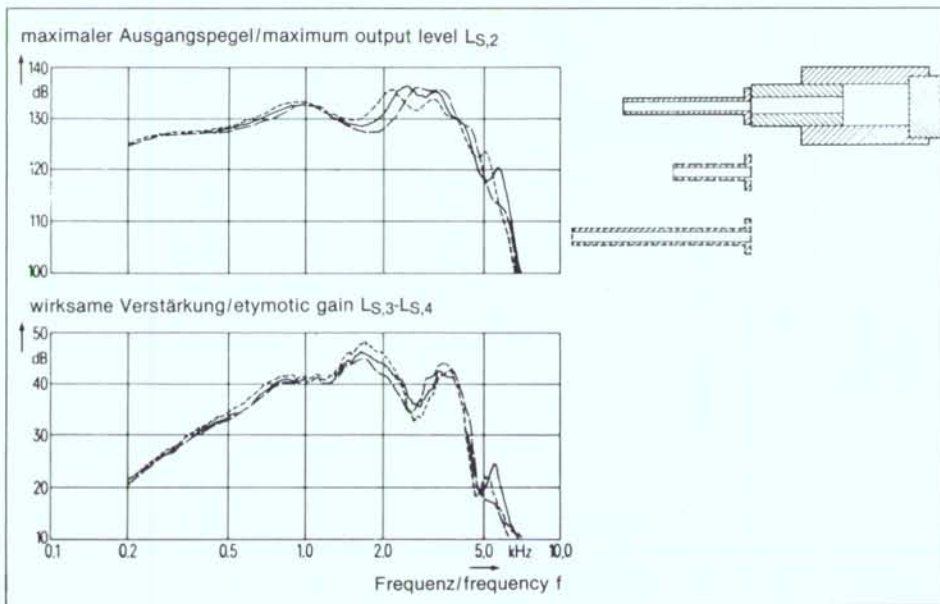


Abb. 5 Maximal erreichbarer Ausgangspegel und wirksame akustische Verstärkung bei unterschiedlicher Länge des Schallschlauches (Hörgerät B)

Fig. 5 Maximum attainable output level and etymotic gain for varying lengths of the flexible tube (hearing aid B)



**NEU**

# ACTIVAIR 2



## Die Batterien mit der doppelten Lebensdauer für Normal- und Hochleistungshörgeräte

Die neue Activaair 2 von Gould wird Ihren Batterieumsatz erhöhen, weil diese Zink-Luft-Zelle mit der zweifachen Lebensdauer gewöhnlicher Quecksilberzellen nun für den Einsatz in Normal- und Hochleistungshörgeräten erhältlich ist. Das dürfte Ihr Activaair-Geschäft verdoppeln!

Um Ihnen die Arbeit weiter zu erleichtern, wird die Activaair 2 mit einer neuartigen, individuellen Abdichtung geliefert. Damit können Sie sie entweder in Dreierpackungen oder einzeln verkaufen, um alle Ihre Kunden zufriedenzustellen.

Robert Bosch GmbH,  
Geschäftsbereich Elektronik,  
Verkauf Medizintechnik,  
1000 Berlin 44,  
Sonnenallee 241-257  
Herr Backasch

Electron GmbH  
7032 Sindelfingen 1  
Blumenmahdenstr. 32/1  
Herr Uwe Schröder

Siemens A.G.  
Geschäftsgebiet Hörgeräte,  
8520 Erlangen, Gebbertstrasse 125,  
Herr Baumeister

Auf die neue Activaair 2 trifft die offensichtliche Wahl. Diese Zellen beanspruchen weniger Lagerplatz, sind äußerst gewinnbringend, besitzen eine bessere Lagerbeständigkeit und bleiben bis zum Gebrauch durch den Kunden frisch.

Mehr Umsatz und mehr Gewinn mit der neuen Activaair 2.

Fordern Sie das nunmehr zur Verfügung stehende Verkaufsförderungsmaterial für Activaair 2 an.



Importeur für die Schweiz  
Micro Electric A.G. 8023 Zürich 1,  
Schweizergasse 10.  
Herr Rieder

Generalvertretung und Vertrieb  
für Österreich  
Viennatone Hörgeräte,  
Bundeländervertriebsges.m.b.H  
A1164 Wien, Fröbelgasse 28-30.

 **GOULD**  
**ACTIVAIR 2**

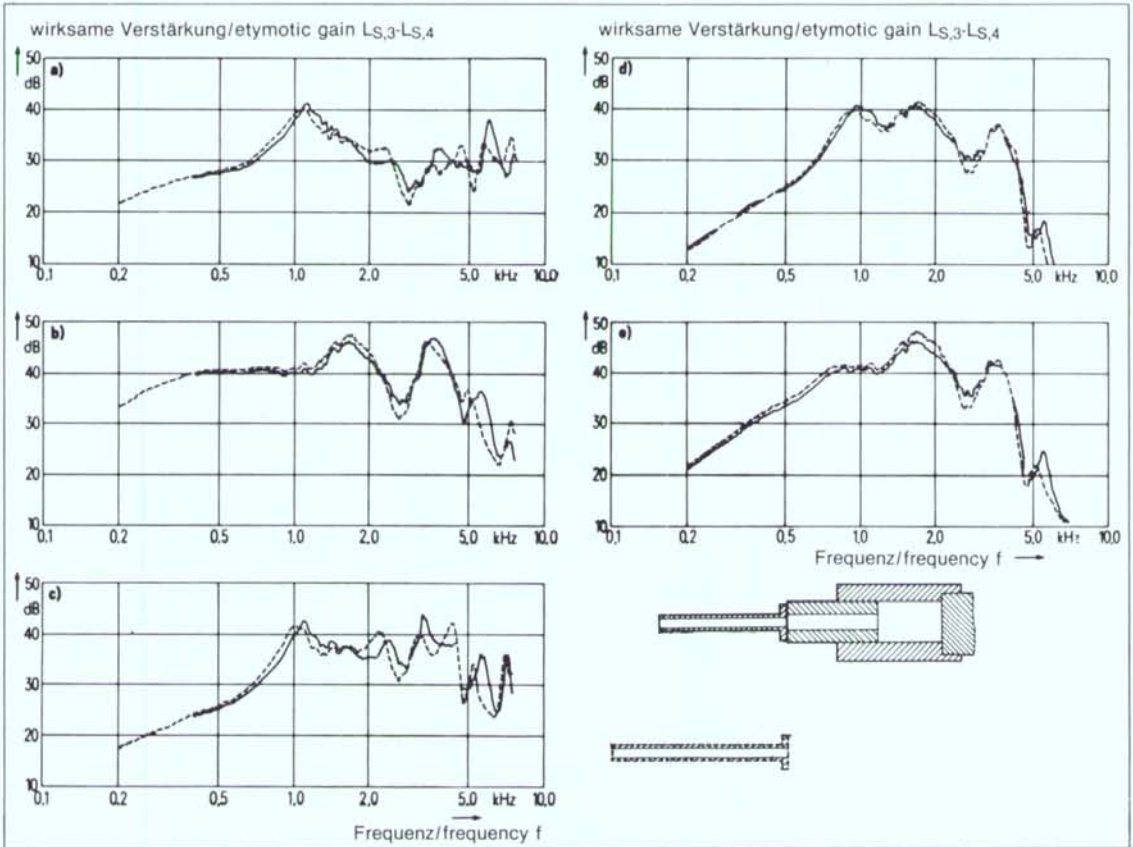


Abb. 6 Wirksame akustische Verstärkung von fünf verschiedenen Hörerätmodellen bei unterschiedlicher Länge des Schallschlauches

- a) Hörerät ...C...
- b) Hörerät ...D...
- c) Hörerät ...E...
- d) Hörerät ...A...
- e) Hörerät ...B...

bereits enthaltenen Subtraktion der Übertragungskurve des offenen Ohres ihre Maxima und Minima bei anderen Frequenzen haben. Daß es sich dennoch bei beiden Kurvenscharen um den gleichen Effekt handelt, ist leicht zu erkennen, wenn einmal die jeweiligen Schnittpunkte der Kurven betrachtet werden.

Die Zusammenstellung der Meßergebnisse für die 5 verschiedenen Geräte enthält die Abb. 6, allerdings nur für die Werte 25 mm und 35 mm des Schallschlauches. Der längere Schallschlauch erhöht die wirksame Verstärkung unterhalb von 1 kHz geringfügig, führt im

Fig. 6 Etymotic gain of five different hearing aid models with different lengths of the flexible tube

- a) Hearing aid ...C...
- b) Hearing aid ...D...
- c) Hearing aid ...E...
- d) Hearing aid ...A...
- e) Hearing aid ...B...

readily be recognized that in the two families of curves, the same effect is presenting.

Figure 6 contains the collection of the measured results for the five different instruments, although only for the flexible tube lengths of 25 mm and 35 mm. The longer flexible tube increases the etymotic gain slightly below 1 kHz, in the medium frequency range leads to a somewhat greater curve ripple and, in the high frequencies, effects a somewhat earlier fall-off. In the frequency range up to 5 kHz, in the most unfavourable case, differences of up to 5 dB occur. In the two instru-



mittleren Frequenzbereich zu einer etwas größeren Welligkeit der Kurve und bewirkt einen etwas früheren Abfall bei den Höhen. Im Frequenzbereich bis 5 kHz treten im ungünstigsten Fall Unterschiede bis zu 5 dB auf. Bei den beiden Geräten (B und D), welche zusätzliche Dämpfungsmaßnahmen enthielten, liegt die gestrichelte Kurve – von tiefen Frequenzen herkommend – erstmals zwischen 2 und 2,5 kHz unterhalb der durchgezogenen Kurve.

### 3.3 Unterschiedlicher Durchmesser der Bohrung des Ohrpaßstückes

Der Einfluß unterschiedlicher Bohrungsdurchmesser des Ohrpaßstückes ist in Abb. 7 – entsprechend der Darstellung der Abb. 5 – im oberen Teil für den maximalen Ausgangspegel, im unteren Teil für die wirksame Verstärkung dargestellt. Bei diesen Kurven fällt besonders auf, daß der kleinste Bohrungsdurchmesser im Frequenzbereich oberhalb etwa 2,5 kHz zu einem starken Abfall der Übertragungskurven führt, während im

ments (B and D) which received additional damping measures, the dotted curve falls – starting at the low frequencies – for the first time between 2 and 2.5 kHz below the solid curve.

### 3.3 Varying diameter of the bore of the earmould

The influence of varying diameters of the bore in the earmould, is shown in Figure 7 – in a manner similar to the representation of Figure 5 – in the upper part for the maximum output level, in the lower part for the etymotic gain. In these curves, it is particularly noticeable that the smallest bore diameter leads to a marked fall-off of the transmission curves in the frequency range above approximately 2.5 kHz, while in the range about 2 kHz, a slight elevation occurs. Here, too – for the reason already mentioned with respect to Figure 5 – the shift of the second resonance in the frequency response curve of the etymotic gain, is not so clearly apparent.

Figure 8 contains the compilation of the results for all the hearing aids investigated. It can be seen that the

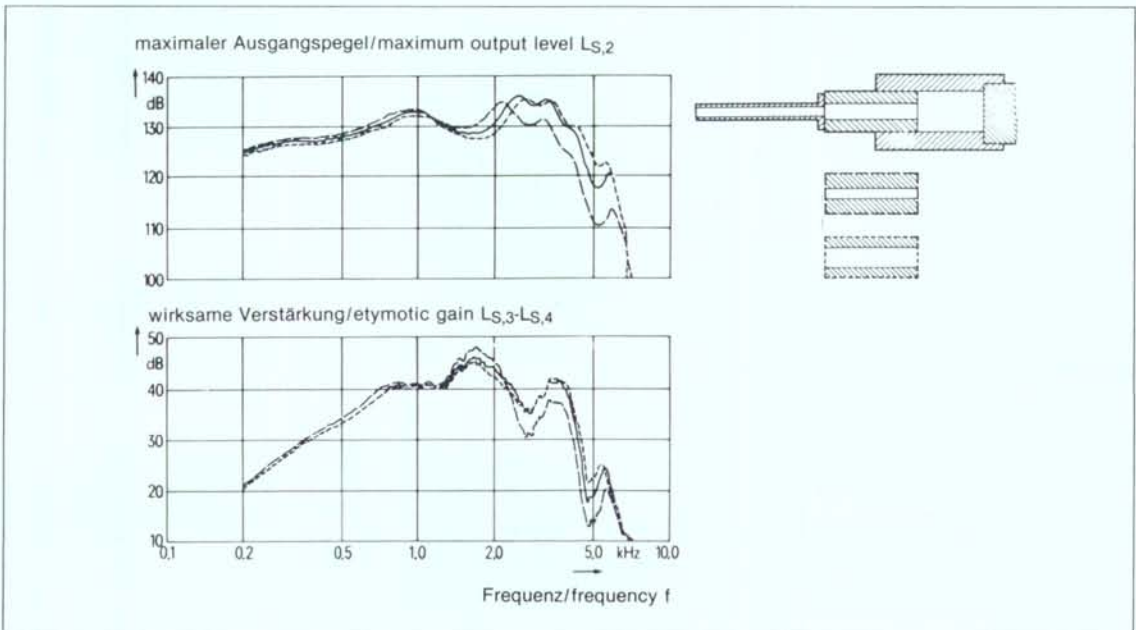


Abb. 7 Maximal erreichbarer Ausgangspegel und wirksame akustische Verstärkung bei unterschiedlichem Innendurchmesser des Ohrpaßstückes (Hörgerät B)

Fig. 7 Maximum attainable output level and etymotic gain for various inside diameters of the earmould (hearing aid B)

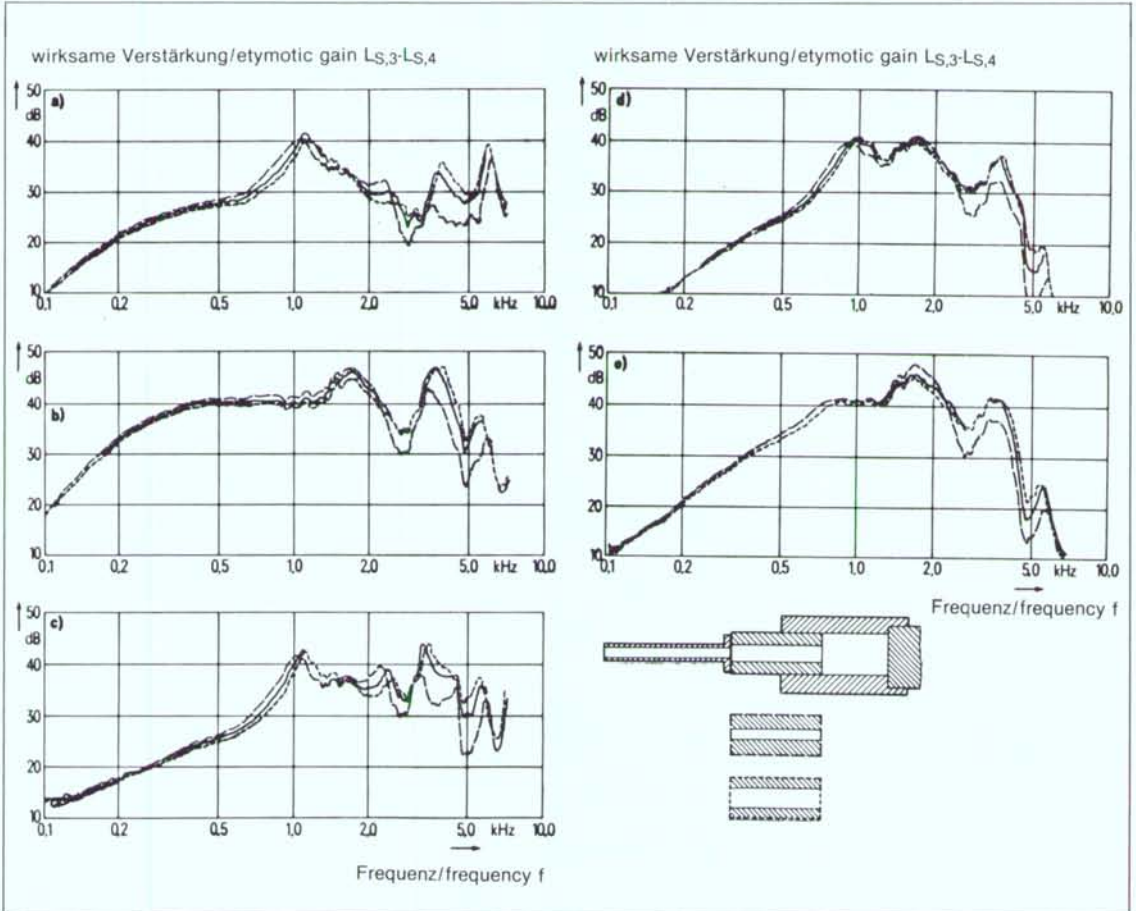


Abb. 8 Wirksame akustische Verstärkung von fünf verschiedenen Hörgerätemodellen bei unterschiedlichem Innendurchmesser des Ohrpaßstückes

- a) Hörgerät ...C...
- b) Hörgerät ...D...
- c) Hörgerät ...E...
- d) Hörgerät ...A...
- e) Hörgerät ...B...

Bereich um 2 kHz eine geringfügige Erhöhung auftritt. Die Verschiebung der 2. Resonanz ist auch hier – aus den zuvor bei Abb. 5 genannten Gründen – in der Wiedergabekurve der wirksamen Verstärkung nicht so deutlich zu sehen.

Die Zusammenstellung der Ergebnisse für alle untersuchten Geräte ist in Abb. 8 enthalten. Es zeigt sich, daß der starke Abfall der Wiedergabekurve bei den Höhen für den Bohrungsdurchmesser 2 mm für alle Geräte zutrifft. Im Frequenzbereich bis 5 kHz treten

Fig. 8 Etymotic gain of five different hearing aid models with different inside diameters of the earmould

- a) Hearing aid ...C...
- b) Hearing aid ...D...
- c) Hearing aid ...E...
- d) Hearing aid ...A...
- e) Hearing aid ...B...

marked fall-off of the frequency response curve in the high frequencies, for the bore diameter of 2 mm, applies to all the instruments. In the frequency range up to 5 kHz, total deviations of up to 10 dB occur between the bore diameters 2 mm and 4 mm. The fact that the curves for inside diameters of 4 mm and 2 mm are so unequally distant from the reference curve for 3 mm is explained by the fact that the main cause for this "filtering effect" is the cross-sectional area of the bore which, of course, depends on the square of the diameter.



zwischen den Bohrungsdurchmessern 2 mm und 4 mm insgesamt Abweichungen von bis zu 10 dB auf. Daß die Kurven für 4 mm und 2 mm Innendurchmesser so ungleich weit von der Bezugskurve für 3 mm entfernt liegen, hat seinen Grund darin, daß für diesen »Filtereffekt« in erster Linie der Querschnitt der Bohrung verantwortlich ist, der ja quadratisch vom Durchmesser abhängt.

### 3.4 Unterschiedliches Volumen der Zentralkammer

Der Einfluß eines unterschiedlich großen Volumens zwischen Ohrpaßstück und Trommelfell, meßtechnisch realisiert durch unterschiedliche Höhe der Zentralkammer und gleichzeitige Verlängerung des Ohrpaßstückes, ist in Abb. 9 für den maximalen Ausgangspegel und die wirksame Verstärkung des Hörgerätes B dargestellt. Dabei ist der Bezugswert durchgezogen, das kleinste Zentralvolumen kurz gestrichelt und das größere lang gestrichelt gezeichnet. Je kleiner das eingeschlossene Volumen, desto höher der maximale Ausgangspegel – und damit der Pegel am Trommelfell – sowie die wirksame Verstärkung.

Die Zusammenstellung für die verschiedenen Geräte zeigt Abb. 10. Die wirksamen Verstärkungskurven aller Geräte zeigen dieselbe Tendenz. Bis zu einer oberen Frequenzgrenze von ungefähr 5 kHz überschneiden sich die Kurven für verschiedene Volumen der Zentral-

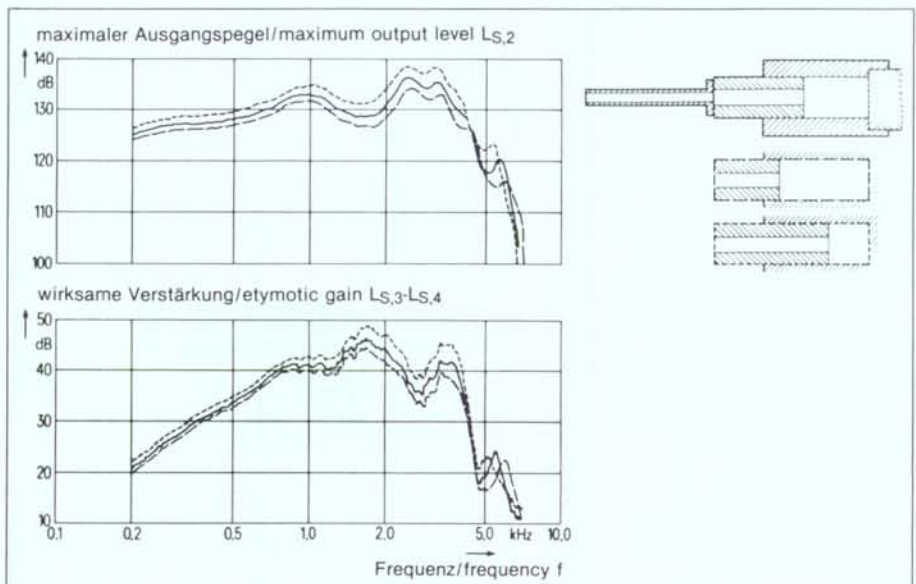
### 3.4 Varying volume of the central chamber

The influence of a varying large volume between the earmould and the eardrum, technically realized for measuring purposes by varying the height of the central chamber and, at the same time, the length of the earmould, is represented in Figure 9 for the maximum output level and the etymotic gain of the hearing aid B. The reference value is represented as a solid line, the smallest central volume as a short dotted line and the larger volume by a longer dotted line. The smaller the enclosed volume, the higher the maximum output level – and thus the level at the eardrum – and also the etymotic gain.

Figure 10 shows the compilation for the various hearing aids. The etymotic gain curves for all instruments reveal an identical tendency. Up to an upper frequency limit of approximately 5 kHz, the curves for various volumes of the central chamber do not overlap. In the range about 200 Hz, halving the volume as compared with the standard case, that is, the difference between the solid and the short dotted curves, leads to an elevation of about 1.5 dB, around 2 kHz, a value of approximately 3 dB is seen, while in the range between 3 and 5 kHz, the increase in level – depending upon the instrument and thus the type of receiver – varies between 4 dB and 7 dB. If the variation with respect to the large volume is also incorporated, the values indicated are just about doubled.

Abb. 9 Maximal erreichbarer Ausgangspegel und wirksame akustische Verstärkung bei unterschiedlichem Volumen der Zentralkammer des Ohrsimulators (Hörgerät B)

Fig. 9 Maximum attainable output level and etymotic gain for various volumes of the central chamber of the ear simulator (hearing aid B)



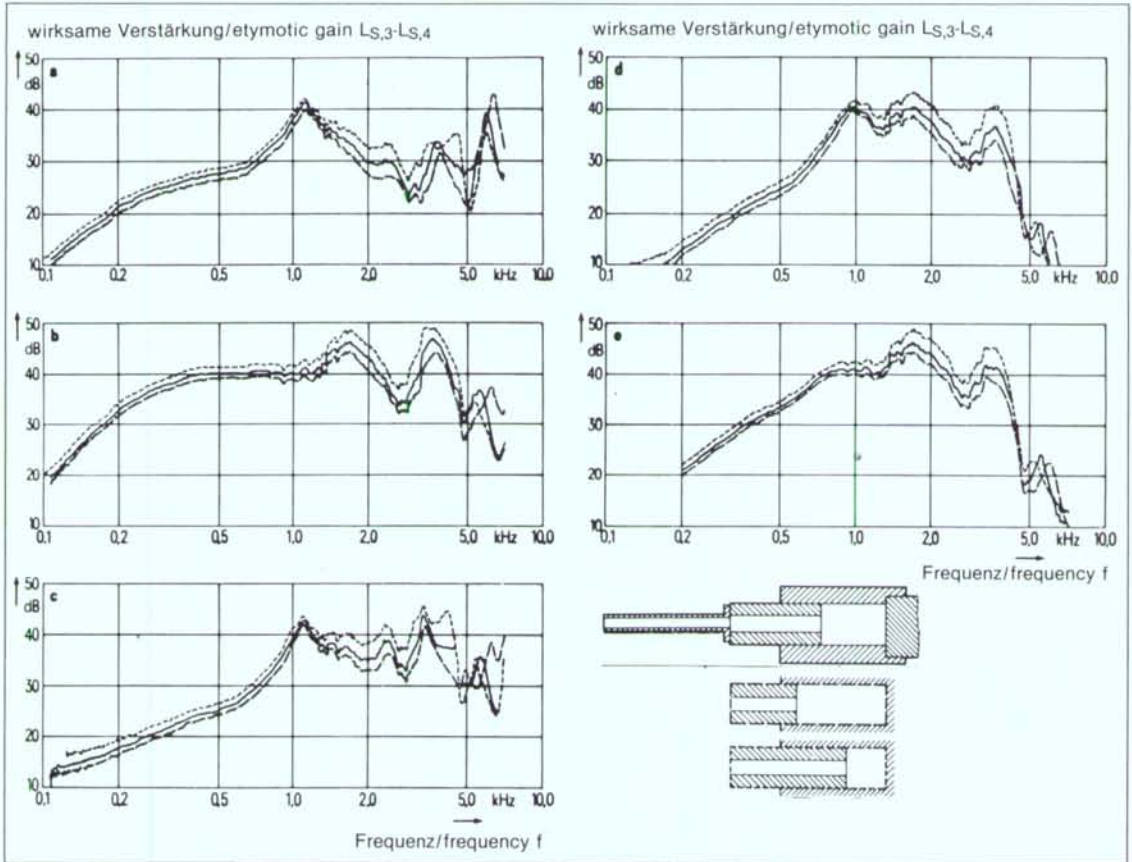


Abb. 10 Wirksame akustische Verstärkung von fünf verschiedenen Hörerätmodellen bei unterschiedlichem Volumen der Zentralkammer des Ohrsimulators

- a) Hörerät ...C...
- b) Hörerät ...D...
- c) Hörerät ...E...
- d) Hörerät ...A...
- e) Hörerät ...B...

kammer nicht. Im Bereich um 200 Hz führt eine Halbierung des Volumens gegenüber dem Standardfall, also der Unterschied zwischen der durchgezogenen und der kurz gestrichelten Kurve, zu einer Erhöhung um ca. 1,5 dB, um 2 kHz ergibt sich ein Wert von ca. 3 dB, im Bereich zwischen 3 und 5 kHz beträgt der Pegelzuwachs – je nach Gerät und damit Hörertyp – zwischen 4 dB und 7 dB. Wird die Variation zum großen Volumen noch mit eingeschlossen, so werden die genannten Werte knapp verdoppelt.

Fig. 10 Etymotic gain of five different hearing aid models with different volumes of the central chamber of the ear simulator

- a) Hearing aid ...C...
- b) Hearing aid ...D...
- c) Hearing aid ...E...
- d) Hearing aid ...A...
- e) Hearing aid ...B...

### 3.5 A summary of the influence of the tubing

In Figure 11, the dependences for the maximum output level and for the etymotic gain, shown in Figures 5, 7 and 9 for the hearing aid B, are again summarized. All in all, it is conspicuous that the variation in the length of the flexible tube within the range indicated, apparently results in smaller changes in the etymotic gain and the maximum output level than the two other modifications to the tubing. The marked fall-off in the



### 3.5 Zusammenfassung des Einflusses des Schallkanals

In Abb. 11 sind für das Hörgerät B die in den Abbildungen 5, 7 und 9 gezeigten Abhängigkeiten für den maximalen Ausgangspegel und für die wirksame Verstärkung noch einmal zusammengefaßt. Insgesamt fällt auf, daß die Variation der Länge des Schallschlau- ches im angegebenen Umfang offensichtlich geringere Änderungen der wirksamen Verstärkung und des maximalen Ausgangspegels hervorruft als die beiden anderen Veränderungen des Schallkanals. Der deutliche Abfall der Höhen beim Bohrungsdurchmesser 2 mm des Ohrpaßstückes zeigt, welcher Anteil des Übertragungsreiches unausgenutzt bleibt, wenn in den Fällen, wo dies vom Querschnitt des Gehörganges her möglich ist, anstelle einer 3 mm-Bohrung eine solche mit 2 mm verwendet wird. Die Ergebnisse mit unterschiedlichem Volumen zwischen Ohrpaßstück und Trommelfell geben einen Hinweis darauf, mit welchen Pegelerhöhungen bei Kindern aufgrund des kleineren

high frequencies with the bore diameter of 2 mm in the earmould shows how much of the transmission range remains unutilized when, in those cases where the cross-section of the external auditory meatus permits, instead of a 3 mm bore, a 2 mm bore is employed. The results obtained with differing volumes between the earmould and the eardrum provides information about the increases in level that may be expected in children, on the basis of the smaller external auditory meatus in comparison with adults.

For the influence of the various variations of the tubing on the etymotic gain in the frequency range up to approximately 5 kHz, the following rough scheme modeled on Figure 1, is suitable.

The overall slight changes due to the variations in the length of the flexible tube, occurring in practice, result in a shift of the etymotic gain curve, in first approximation, parallel to the abscissa – towards higher frequencies with shorter tube.

# Reallexikon der Akustik

M. Rieländer (Ed.)

Unter Mitwirkung von über 100 namhaften Wissenschaftlern aus dem In- und Ausland

Über 2000 Stichwörter, mehr als 600 Formeln, 400 Diagramme, Schaltbilder, Tabellen etc. Ausführliche Literaturangaben zu jedem Begriff. Über 1000 Seiten im Format 17 x 24 cm. Kunstleder- einband. Subskriptionspreis DM 248,— und nach Erscheinen (im Sommer 1981) DM 296,—

Das »Reallexikon der Akustik« enthält sämtliche Termini Technici aus den Bereichen der Audiologischen-, Physikalischen-, Technischen- und Musikalischen Akustik. Dabei stellt die Audiologische Akustik einen thematischen Schwerpunkt dar. Eine Fülle von Begriffen aus den Gebieten Gehör, Informationsverarbeitung durch das Gehör, Gehörschäden und Audiometrie, Hörgeräteakustik sowie Stimme und Sprache ist von den nachstehend aufgeführten, international bekannten Autoren behandelt worden:

O. v. Arentschild, J. Blauert, K. Brinkmann, T. Brusis, H. Fastl, G. Habermann, G. Jansen, W. D. Keidel, J. Matzker, F. Pfander, P. Plath, M. Spreng, E. Terhardt, I. Veit und E. Zwicker.

Diese Wissenschaftler haben die in ihr spezielles Arbeitsgebiet fallenden Begriffe definiert und garantieren mit ihrer Fachkompetenz für die Aktualität und Zuverlässigkeit der stets mit dem Namen des Verfassers gezeichneten Beiträge.

Vorbestellungen und/oder kostenlose, unverbindliche Zustellung des 4-seitigen Großprospektes (mit Probeseiten, Mitarbeiter-Verzeichnis, Abriß der Zielsetzung und systematisch-tabellarischer Übersicht aller behandelten Teilgebiete) nur über

**Fachbuchverlag E. Bochinsky · z. Hd. von Frau Ries · Klüberstraße 9 · D-6000 Frankfurt 1**

Gehörganges im Vergleich zum Erwachsenen zu rechnen ist.

Für den Einfluß der verschiedenen Variationen des Schallkanales auf die wirksame Verstärkung im Frequenzbereich bis etwa 5 kHz ist folgendes grobe Schema in Anlehnung an Abb. 1 geeignet.

Die insgesamt geringen Änderungen durch die in der Praxis auftretende Variation der Schallschlauchlänge verschieben die wirksame Verstärkungskurve in erster Näherung parallel zur Abszisse – zu höheren Frequenzen bei kürzerem Schlauch.

Eine Reduzierung des Innendurchmessers der Bohrung des Ohrpaßstückes bewirkt ungefähr eine Kippung der Frequenzkurve mit besonders starker Wirkung bei den Höhen – je kleiner die Bohrung, desto stärker die Absenkung. Durch eine Reduzierung des Volumens der Zentralkammer des Ohrsimulators wird die gesamte Übertragungskurve in erster Linie parallel zur Ordinate zu höheren Werten verschoben.

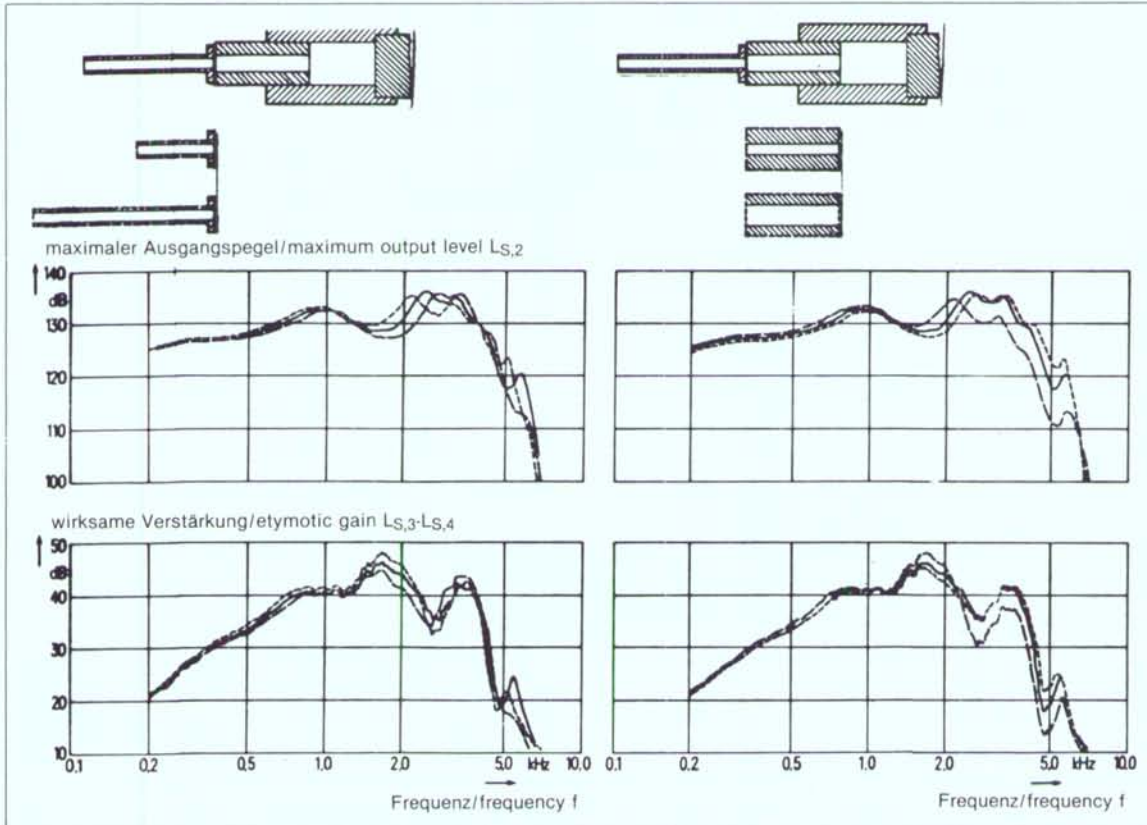
A reduction of the inside diameter of the bore of the earmould effects, more or less, a "reversal" of the frequency curve, with a particularly marked effect in the high frequencies – the smaller the bore, the greater the fall-off.

As a result of a reduction of the volume of the central chamber in the ear simulator, the entire transmission curve is, in the first instance, shifted parallel to the ordinate towards higher values.

#### 4. The utilisable etymotic gain with differing venting of the earmould

##### 4.1 The maximum achievable gain

A ventilation of the earmould may be required for various reasons and may be realized in various ways. In addition to the "pure" compensatory bore for the relief of pressure in the external auditory meatus, attempts have also been made – of late to an increas-





#### 4. Nutzbare wirksame Verstärkung bei unterschiedlicher Belüftung des Ohrpaßstückes

##### 4.1 Maximal erreichbare Verstärkung

Eine Belüftung des Ohrpaßstückes kann aus verschiedenen Gründen erforderlich sein und auf unterschiedliche Weise realisiert werden. Neben der reinen Ausgleichsbohrung zur Druckentlastung des Gehörganges sind – in jüngster Zeit wieder verstärkt [14] – auch Versuche unternommen worden, mit Hilfe geeigneter Bohrungen die Wiedergabekurve des Hörgerätes gezielt zu verändern. Schließlich werden – vor allem bei Hochtongeräten – völlig offene Versorgungen durchgeführt. Alle diese Maßnahmen bewirken, daß Schall aus dem Gehörgang leichter entweichen und zum Mikrofon gelangen kann als bei völlig geschlossenem Ohrpaßstück. Rückkopplungspfeifen tritt deshalb bei belüftetem Ohrpaßstück leichter auf als bei geschlossenem und führt dazu, daß die maximal ausnutzbare wirksame Verstärkung reduziert werden muß.

ing degree – to selectively modify the frequency response curve of the hearing instrument by employing suitable bores. Finally – in particular in the case of high-tone instruments – a completely “open” fitting has been carried out. The result of all these measures is that the sound can more easily “escape” out of the external auditory meatus and come into contact with the microphone more easily than is the case with the completely closed earmould. Feedback whistle thus occurs more easily with vented earmoulds than with closed earmoulds so that, as a result, the maximally utilisable etymotic gain has to be reduced.

In Figure 12, for various types of venting, namely – for the purpose of comparison – for a completely closed earmould, for a parallel compensatory bore  $18 \times 1.5$  mm in diameter, for a Y bore  $10 \times 1$  mm in diameter and for a completely open earmould, the maximum values of the etymotic gain that can be obtained on the KEMAR manikin, when, in each case, the attempt is made to remain about 5 dB below feedback oscillation. In practice, this would mean that in the case of the vented earmould, each of the settings would react much more critically to changes in the surroundings of the hearing aid, for example, a hand operating the gain control, than is the case with a closed earmould at a maximum value of the etymotic gain of more than 60 dB.

As Figure 12 shows, the change-over to the parallel compensatory bore must be accompanied by reduction in the gain setting of 12 to 15 dB, with the exception of the very low frequencies. The change-over to an Y bore – known to be less advantageous in practice – requires a reduction in the gain of roughly a further 20 dB and, with the exception of the frequency range largely below 1000 Hz, virtually does not permit any greater maximum values of the useful gain than the completely open earmould with which, up to 30 dB gain can be achieved at the peak.

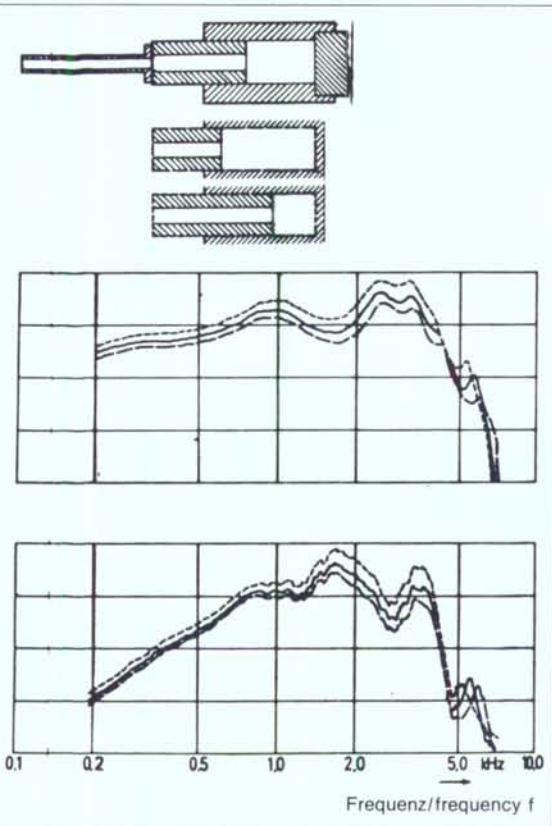


Abb. 11 Maximal erreichbarer Ausgangspegel und wirksame akustische Verstärkung bei Variation des Schallkanales zum Ohrsimulator (Hörgerät B)

Fig. 11 Maximum attainable output level and etymotic gain with variations of the tubing leading to the ear simulator (hearing aid B)

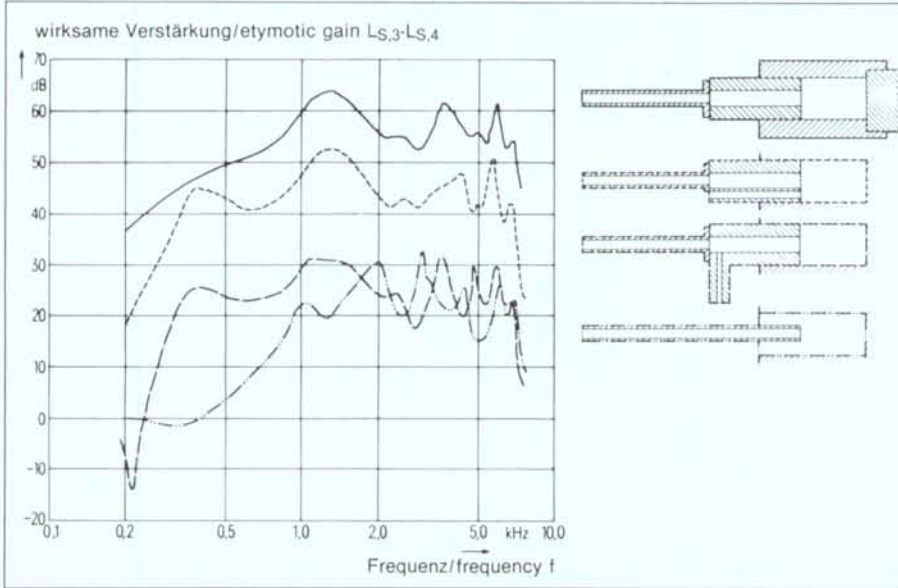


Abb. 12 Maximal erreichbare wirksame akustische Verstärkung bei unterschiedlicher Belüftung des Ohrpaßstückes

Fig. 12 Maximum attainable etymotic gain with varying ventilation of the earmould

In Abb. 12 ist für verschiedene Arten der Belüftung, nämlich – zum Vergleich – für ein völlig geschlossenes Ohrpaßstück, für eine Parallel-Ausgleichsbohrung  $18 \times 1,5 \text{ mm } \varnothing$ , für eine Y-Bohrung  $10 \times 1 \text{ mm } \varnothing$  und für ein völlig offenes Ohrpaßstück gezeigt, welche maximalen Werte der wirksamen Verstärkung sich am KEMAR erreichen ließen, wenn jeweils versucht wurde, etwa 5 dB unterhalb der Pfeifgrenze zu bleiben. In der Praxis würde dies bedeuten, daß jede der Einstellungen bei belüftetem Ohrpaßstück wesentlich kritischer auf Änderungen in der Umgebung des Hörgerätes, z. B. eine Hand beim Bedienen des Verstärkungsstellers, reagiert, als dies bei geschlossenem Ohrpaßstück und einem Maximalwert der wirksamen Verstärkung von mehr als 60 dB der Fall ist.

Wie Abb. 12 zeigt, muß beim Übergang auf die parallele Ausgleichsbohrung eine Reduktion der Verstärkung um 12 bis 15 dB vorgenommen werden mit Ausnahme der ganz tiefen Frequenzen. Der Übergang zu einer – in der Praxis als wenig vorteilhaft bekannten – Y-Bohrung erfordert eine Reduzierung der Verstärkung ungefähr um weitere 20 dB und ermöglicht mit Ausnahme des im wesentlichen unterhalb von 1000 Hz liegenden Frequenzbereiches fast keine höheren Maximalwerte der nutzbaren Verstärkung als das völlig offene Ohrpaßstück, mit welchem immerhin in der Spitze bis zu 30 dB Verstärkung erreicht werden konnten.

#### 4.2 The influence of directly transmitted sound

In the case of vented earmoulds, additional consideration must be given to the fact that, within the external auditory meatus, and thus also at the eardrum, both the sound produced in the hearing aid and also the sound transmitted directly via the ventilation channel are simultaneously effective. These two sound components overlap each other, so that the resulting overall sound pressure level can be either higher or lower than the sound pressure level produced entirely by the hearing aid. These circumstances are represented in Figure 13 in the case of a completely open earmould. The sound levels and the frequency range in which this overlapping effect leads to an amplification or a reduction in the overall sound pressure level depend upon the transmission characteristics of the hearing aid involved.

In Figure 13, the sound level  $L_{S,3}$ , produced in the ear simulator of the KEMAR manikin is shown for the case in which the sound level  $L_{S,4}$  in the non-aided opposite ear had a frequency-independent value (see Figure 1 e). Thus, each individual curve represents the etymotic gain when the respective output level  $L_{S,3}$  is reduced by the associated value  $L_{S,4}$  of the sound level in the unaided ear. Starting at the maximum possible value (long, dotted curve) obtainable with the open earmould, the gain of the instrument was, for each of the various curves, diminished by the value by which



#### 4.2 Einfluß des Direktschalles

Bei belüfteten Ohrpaßstücken ist weiterhin zu beachten, daß im Gehörgang und damit auch am Trommelfell sowohl der vom Hörgerät erzeugte Schall als auch der direkt durch den Belüftungskanal übertragene Schall gleichzeitig auftreten. Beide Schallanteile überlagern sich, wodurch der resultierende Gesamtschallpegel gegenüber dem ausschließlich vom Hörgerät erzeugten Schallpegel sowohl größere als auch kleinere Werte annehmen kann. Diese Verhältnisse sind in Abb. 13 für den Fall des völlig offenen Ohrpaßstückes dargestellt. Bei welchen Pegelwerten und in welchem Frequenzbereich diese Überlagerung zu einer Verstärkung bzw. zu einer Verminderung des Gesamtschallpegels führt, hängt von der Übertragungscharakteristik des betreffenden Hörgerätes ab.

In Abb. 13 ist der jeweils im Ohrsimulator der Meßpuppe KEMAR erzeugte Schallpegel  $L_{S,3}$  für den Fall angegeben, daß der Schallpegel  $L_{S,4}$  im unversorgten Gegenohr einen von der Frequenz unabhängigen Wert hatte (siehe Abb. 1e). Jede der Kurven für sich entspricht daher der wirksamen Verstärkung, wenn der jeweilige Ausgangspegel  $L_{S,3}$  um den zugehörigen Wert  $L_{S,4}$  des Pegels im unversorgten Ohr vermindert wird.

the sound pressure level  $L_{S,4}$  was increased. As a result, the output level  $L_{S,3}$  in the region of high frequencies, where the sound produced by the hearing aid predominates, has almost the same value irrespective of the selected value of  $L_{S,4}$ . In the region of the low frequencies, the directly transmitted sound predominates. Thus, the output level  $L_{S,3}$  takes on the value of the sound level  $L_{S,4}$  in the non-aided ear and increases by the same amount as the latter.

Figure 13 shows that, with a level  $L_{S,4}$  of 80 dB (dashed and dotted curve), in the region about 1.3 kHz, a compensation is suggested, which then, at an  $L_{S,4}$  of 85 dB, occurs markedly. At this level, just below 6 kHz, a further, although less strongly marked, compensation occurs, as a comparison with the directly transmitted sound shows (dashed, double-dotted curve), which was measured with the instrument switched off.

#### 5. Conclusions

The tymotic gain of the hearing aid is the difference between the sound pressure level that occurs at the eardrum with and without a hearing aid. This gain can be utilized by the hearing-impaired wearer of an aid. Measurements performed on the various designs of

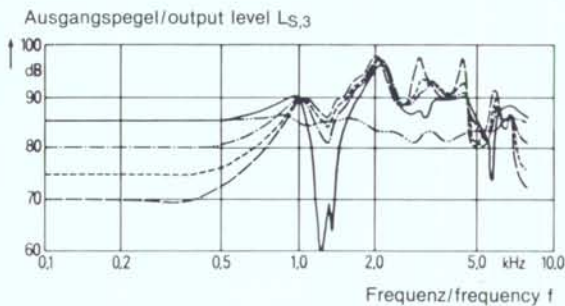


Abb. 13 Einfluß des bei offenem Ohrpaßstück direkt übertragenen Schalles auf die Wiedergabekurve des Hörgerätes bei unterschiedlicher Verstärkung und verschiedenen, frequenzunabhängigen Werten des Schallpegels  $L_{S,4}$  im unversorgten Ohr des KEMAR

Fig. 13 The influence of the directly transmitted sound in the case of an open earmould, on the frequency response curve of the hearing aid for different gains and various frequency-independent values of the sound level  $L_{S,4}$  in the unaided ear of the KEMAR manikin

maximal (ohne Schwingen) erreichbare Verstärkung

-----  $v = v_{\text{Grenz}} \quad L_{S,4} = 70 \text{ dB}$

- - - - -  $v = v_{\text{Grenz}} - 5 \text{ dB}, L_{S,4} = 75 \text{ dB}$

- · - · - ·  $v = v_{\text{Grenz}} - 10 \text{ dB}, L_{S,4} = 80 \text{ dB}$

—————  $v = v_{\text{Grenz}} - 15 \text{ dB}, L_{S,4} = 85 \text{ dB}$

····· Hörgerät ausgeschaltet, Schallpegel  $L_{S,3}$  im Kuppler bei  $L_{S,4} = 85 \text{ dB}$

maximal (without oscillation) achievable gain

-----  $v = v_{\text{Grenz}} \quad L_{S,4} = 70 \text{ dB}$

- - - - -  $v = v_{\text{Grenz}} - 5 \text{ dB}, L_{S,4} = 75 \text{ dB}$

- · - · - ·  $v = v_{\text{Grenz}} - 10 \text{ dB}, L_{S,4} = 80 \text{ dB}$

—————  $v = v_{\text{Grenz}} - 15 \text{ dB}, L_{S,4} = 85 \text{ dB}$

····· Hearing aid switched off, sound level  $L_{S,3}$  in the coupler at a value of  $L_{S,4} = 85 \text{ dB}$



Die Verstärkung des Gerätes wurde – ausgehend von dem mit offenem Ohrpaßstück maximal möglichen Wert  $\nu_{\text{Grenz}}$  (lang gestrichelte Kurve) – für die verschiedenen Kurven jeweils um denjenigen Wert erniedrigt, um den der Pegel  $L_{S,4}$  erhöht wurde. Dadurch behält der Ausgangspegel  $L_{S,3}$  im Bereich hoher Frequenzen, wo der vom Hörgerät erzeugte Schall überwiegt, unabhängig vom gewählten Wert  $L_{S,4}$ , immer (fast) denselben Wert. Im Bereich der tiefen Frequenzen überwiegt der direkt übertragene Schall. Der Ausgangspegel  $L_{S,3}$  nimmt somit den Wert des Pegels  $L_{S,4}$  im unversorgten Ohr an und erhöht sich um denselben Betrag wie dieser.

Abb. 13 zeigt, daß sich beim Pegel  $L_{S,4} = 80$  dB (strichpunktierte Kurve) im Bereich um 1,3 kHz eine Auslöschung andeutet, welche dann bei  $L_{S,4} = 85$  dB sehr ausgeprägt auftritt. Bei diesem Wert tritt knapp unterhalb von 6 kHz eine weitere, allerdings weniger stark ausgeprägte Auslöschung ein, wie der Vergleich mit dem direkt übertragenen Schall (strich-doppelpunktierte Kurve) zeigt, der bei ausgeschaltetem Gerät gemessen wurde.

## 5. Schlußfolgerungen

Die wirksame akustische Verstärkung des Hörgerätes ist die Differenz zwischen den am Trommelfell mit und ohne Hörgerät auftretenden Schalldruckpegeln. Diese Verstärkung kann der Hörbehinderte letztlich ausnutzen. Messungen an den verschiedenen Bauarten von Hörgeräten zeigten, daß Taschengerate besonders im Bereich der tiefen Frequenzen, Im-Ohr-Geräte dagegen vor allem im Bereich der hohen Frequenzen eine gute wirksame Verstärkung haben, während sich mit Hinter-dem-Ohr-Geräten eine breitbandige Übertragung erzielen läßt. Die Richtwirkung des Im-Ohr-Gerätes übertrifft hinsichtlich ihrer Natürlichkeit sogar noch diejenige des Hinter-dem-Ohr-Gerätes mit frontaler Schallaufnahme. Die Richtwirkung des Taschengerätes in Trageposition weicht dagegen stark von der des natürlichen Ohres ab.

Bei der Anpassung eines Hinter-dem-Ohr-Gerätes weicht der Schallkanal entweder zwangsläufig aufgrund anatomischer Gegebenheiten oder unter Umständen auch absichtlich von demjenigen Schallkanal ab, der unter Standardbedingungen verwendet wird. Ausgehend von diesem Schallkanal als Bezugswert wurde deshalb an 5 unterschiedlichen HdO-Geräte-Modellen demonstriert, welchen Einfluß die in der Praxis auftretenden Variationen der Länge des Schall-schlauches ( $25 \text{ mm} \pm 10 \text{ mm}$ ), der Bohrung des Ohrpaßstückes ( $3 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ ) sowie der Höhe des Zentralvolumens ( $12,7 \text{ mm} - 6,3 \text{ mm} + 5,1 \text{ mm}$ ) auf die wirksame Verstärkung bzw. auch den maximalen Aus-

hearing aid have shown that body aids, in particular in the low frequencies, and in-the-ear aids mainly in the high frequencies, have a good etymotic gain, while the behind-the-ear aids permit the wide-band transmission of sound. With respect to its simulation of the natural situation, the directivity of the in-the-ear aid is superior even to that of the behind-the-ear aid with its frontal sound pick-up. The directivity of the body aid in its "worn" position, on the other hand, differs considerably from that of the natural ear.

When a behind-the-ear instrument is fitted, the actual tubing deviates from the tubing employed under standard conditions, either of necessity in consequence of the anatomical situation, or, in some cases, owing to a deliberately performed modification. On the basis of the "standard" tubing, used as a reference value, therefore, the influence of the variations of the length of the flexible tube ( $25 \text{ mm} \pm 10 \text{ mm}$ ), the bore of the earmould ( $3 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ ) and the height of the central volume ( $12.7 \text{ mm} - 6.3 \text{ mm} + 5.1 \text{ mm}$ ) on the etymotic gain, or also on the maximum output level of the hearing aid was demonstrated in five different behind-the-ear hearing aid models. The smallest effect was seen with variations in the length of the flexible tube. The reduction of the earmould bore, in particular from 3 mm to 2 mm, led to marked reduction in the high tones; all in all – between the curves for 4 mm and 2 mm – differences of up to 10 dB were measured. A diminishment in the volume of the central chamber of the ear simulator, corresponding to a reduction in the space between the earmould and the eardrum, resulted in an increase in the frequency response curve of the etymotic gain and of the maximum output level throughout the entire frequency range. Halving the volume employed as a reference value resulted in an increase of 3 dB to a maximum of 7 dB in the region of the middle and higher frequencies. This result appears to be of importance, not least with respect to the fitting of hearing aids to children.

Finally, in a broad-band behind-the-ear instrument, it was possible to show how the maximum utilizable etymotic gain had to be reduced as compared with the original value of more than 60 dB measured with the closed earmould, when the earmould is provided with a venthole. The completely open earmould permits a maximum value of only just 30 dB.

It was also shown how, in the case of the open earmould, the frequency response curve of the hearing aid can be modified by the sound transmitted directly into the external auditory meatus.

The objective of this work has been to show that, with respect to hearing aid fitting, the etymotic gain of the



gangspegel der Geräte haben. Die geringsten Auswirkungen hatte die Variation der Länge des Schallschlau- ches. Die Verkleinerung der Paßstückbohrung, insbe- sondere von 3 mm auf 2 mm, führte zu einer deutli- chen Abnahme der Höhen; es wurden insgesamt – zwischen den Kurven für 4 mm und 2 mm – Unter- schiede von bis zu 10 dB gemessen. Eine Verkleinerung des Volumens der Zentralkammer des Ohrsimulators, entsprechend einer Reduzierung des Raumes zwischen Ohrpaßstück und Trommelfell, bewirkte im gesamten Frequenzbereich einen Anstieg der Wiedergabekurve der wirksamen Verstärkung und des maximalen Aus- gangspegels. Eine Halbierung des Volumens gegenüber dem Bezugswert hatte im Bereich mittlerer und hoher Frequenzen einen Anstieg von 3 dB bis maximal 7 dB zur Folge. Dieses Ergebnis erscheint nicht zuletzt im Hinblick auf Hörgeräteanpassungen bei Kindern wich- tig.

An einem breitbandigen Hinter-dem-Ohr-Gerät konn- te schließlich gezeigt werden, wie die maximal nutzbare wirksame Verstärkung gegenüber dem mit geschlosse- nen Ohrpaßstück vorhandenen Wert von ursprünglich mehr als 60 dB bei Belüftung des Ohrpaßstückes redu- ziert werden mußte. Das völlig offene Ohrpaßstück er-laubte gerade noch einen Maximalwert von knapp 30 dB. Es konnte auch dargestellt werden, wie sich bei offenem Ohrpaßstück die Wiedergabekurve des Hör- gerätes durch den direkt in den Gehörgang übertrage- nen Schall verändern kann.

Es war das Ziel dieser Arbeit zu zeigen, daß die wirksa- me akustische Verstärkung des Hörgerätes eine beson- ders geeignete Beschreibung seiner Übertragungseigen- schaften im Hinblick auf die Anpassung darstellt, weil mit ihr direkt derjenige Gewinn angegeben wird, der gegenüber dem Fall des unversorgten Ohres erreicht wird.

*Herrn Dipl.-Ing. H. Schlosser danke ich für die Durch- führung der Messungen.*

instrument represents a particularly suitable descrip- tion of its transmission properties since this parameter is a direct indication of the "plus" obtained with the aid in comparison with the unaided ear.

*My thanks are due to Mr. H. Schlosser, (Dipl.-Ing.) for carrying out the measurements.*

## Aktuelles

### Internationaler Kongreß für Audiologie

*Die folgenden Informationen schickte uns Professor Dr. Wolfhart Niemeyer, Marburg, zu.*

Am 4. September 1980 wurde anlässlich des XV. Inter- nationalen Kongresses für Audiologie in Krakau die

## Forthcoming Meetings

### International Congress of Audiology

*The following information was sent to us by Professor Dr. Wolfhart Niemeyer, Marburg.*

The "International Association of Physicians in Audiology" (IAPA) was founded on 4th September

»International Association of Physicians in Audiology« (IAPA) ins Leben gerufen. Die konstituierende Versammlung fand am 1. und 2. November 1980 in Wiesbaden statt. Der Vorstand setzt sich wie folgt zusammen: Professor Dr. W. Niemeyer, Marburg, (President); Professor Dr. Hinchcliffe, London, (Vice-President); Dr. S. D. G. Stephens, London, (Honorary Secretary); Dr. O. Bentzen, Arhus/Dänemark, (Treasurer).

Die IAPA hält vom 25. bis 26. September 1981 in Lissabon ein Internationales Symposium ab. Die Hauptthemen sind: »Medical Aspects of Hearing Aid Provision« (25. September, Moderator: Professor Dr. Aram Glorig, USA) und »Audiological Medicine« (26. September). Nähere Auskünfte und Anmeldung (auch Vortragsanmeldungen) bei: Dr. P. Noronha Pizarro, Hospital Egas Moniz, Rua da Junqueira 126, 1300 Lisboa/Portugal.

Der XVI. International Congress of Audiology findet vom 23. bis 27. Mai 1982 in Helsinki (Finnland) statt. Auskünfte und Anmeldung: Dr. T. Jauhianen, Department of Otolaryngology, Helsinki University, Central Hospital, Haartmaninkatu 4 E, SF 00290 Helsinki 29, Finnland.

W. Niemeyer

*Persönliche Eindrücke vom XV. International Congress of Audiology, der 1980 in Krakau stattfand, schildert im folgenden unser Mitarbeiter Dr. Jürgen Kießling.*

Krakau, die alte polnische Haupt- und Königsstadt, war vom 2. bis 6. September 1980 Schauplatz des XV. International Congress of Audiology. Unter der Präsidenschaft von Prof. J. Sekula standen beim diesjährigen Treffen internationaler Audiologen, das turnusgemäß alle zwei Jahre stattfindet, drei Generalthemen auf dem Programm, nämlich »Gehörfunktionen nach operativen Eingriffen«, »Ätiologie von Hörschäden« und »Pädaudiologie«.

Für jedes Thema war ein Sitzungstag vorgesehen. So stand der Vormittag jeweils im Zeichen eines Rundtischgesprächs zum betreffenden Themenkreis, während der Nachmittag den Originalmitteilungen vorbehalten war. Die große Anzahl angemeldeter Vorträge machte nachmittags jeweils fünf Parallelsitzungen erforderlich. Daher ergab sich für die Zuhörer nicht die Möglichkeit, allen Vorträgen zu einem Generalthema beizuwohnen. Insofern wäre es wohl wünschenswert gewesen, die Beiträge zu einem Teilgebiet über die gesamte Kongreßdauer zu verteilen. Neben einer Reihe freier Vorträge beinhaltete das Programm einen ERA-Workshop, der einen interessanten Überblick über den derzeitigen Stand der Forschung bei der Ableitung akustisch-evozierter Potentiale bot.

1980, during the XV International Congress of Audiology in Krakow. The constituent meeting was held on the 1st and 2nd November 1980 in Wiesbaden. The Board is formed by the following members: Professor Dr. W. Niemeyer, Marburg, (President); Professor Dr. Hinchcliffe, London, (Vice-President); Dr. S. D. G. Stephens, London (Honorary Secretary); Dr. O. Bentzen, Arhus/Denmark, (Treasurer).

IAPA will hold an international symposium in Lisbon, from 25th to 26th September 1981. The principal subjects are: "Medical Aspects of Hearing Aid Provision" (25th September, moderator: Professor Dr. Aram Glorig, USA) and "Audiological Medicine" (26th September). For further details and registration (also those wishing to present papers), please apply to: Dr. P. Noronha Pizarro, Hospital Egas Moniz, Rua da Junqueira 126, 1300 Lisboa/Portugal.

The XVI International Congress of Audiology will take place in Helsinki (Finland) from 23rd to 27th May 1982. For further information and registration please contact: Dr. T. Jauhianen, Department of Otolaryngology, Helsinki University, Central Hospital, Haartmaninkatu 4 E, SF 00290 Helsinki 29, Finland.

W. Niemeyer

*In the following, our collaborator Dr. Jürgen Kießling reports some personal impressions of the XV International Congress of Audiology held in Krakow 1980.*

Krakow, the ancient Polish capital and royal city, was the venue of the XV International Congress of Audiology which took place from 2nd to 6th September 1980. The meeting of international audiologists which is held every 2 years, was presided over this time by Prof. J. Sekula and devoted to three main subjects: "Hearing function after surgery", "Aetiology of hearing injuries", and "Paedaudiology."

A day was set aside for each subject. The morning was occupied by a round-table discussion on the respective subject while the afternoon was reserved for the lectures. The great number of papers announced made it necessary that five lectures should proceed in parallel. Consequently, the participants were not able to attend all lectures on a principal topic. In this respect, it would have been desirable if the contributions to a particular theme could have been spread over the entire Congress period. In addition to a number of three lectures, the programme also included an ERA Workshop which provided an interesting survey of the present research position concerning the recording of acoustically evoked potentials.

East European countries contributed roughly 50% of the papers, with Poland, as host country, naturally,



Etwa 50 Prozent der Vorträge kamen aus osteuropäischen Staaten, wobei Polen als Veranstalter naturgemäß das größte Kontingent stellte. Westeuropäische Audiologen lieferten knapp 40 Prozent der Beiträge, während die restlichen Referate aus den USA, Japan und anderen Teilen der Welt beigetragen wurden. Entsprechend dem Niveau mancher Beiträge auch nicht immer den Erwartungen und registrierte man auch manche Absage, so gab doch die Vielfalt des Programms Gelegenheit zu reichhaltiger Information und Meinungsaustausch. Ein gut geplanter Kongressablauf und ein reichhaltiges Nebenprogramm lassen den XV. Congress of Audiology als gelungene Veranstaltung in Erinnerung bleiben.

*J. Kießling*

having the greatest contingent. West European audiologists provided about 40% of the contributions while the balance came from USA, Japan and other parts of the world. Although the standard of some papers was not up to the expected level and some lectures were cancelled, the wide variety of the programme nevertheless had a high information content and afforded a welcome opportunity for an exchange of views. We will remember the XV Congress of Audiology as a well-planned meeting with a rich supporting programme.

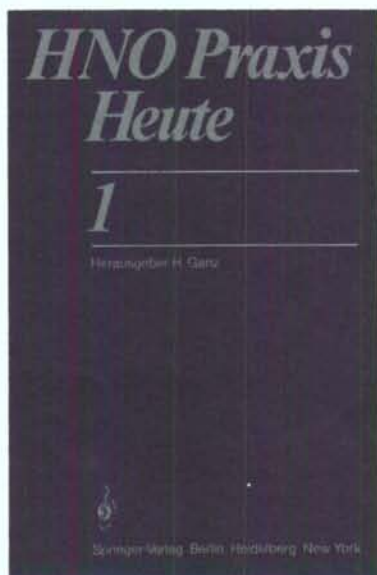
*J. Kießling*

## Buchbesprechung

»HNO-Praxis Heute 1«, Herausgeber: H. Ganz. Mit Beiträgen von K. Albegger, R. Allner, K. Fleischer, H. Ganz, D. Gross, J. Kießling, N. Klesel, M. Limbert, W. Messerklinger, W. Niemeyer. 183 Seiten, 45 Abbildungen, 7 Tabellen, DM 58,—. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1980. ISBN 3-540-09945-X

Dieses Buch ist, wie Titel und Vorwort zum Ausdruck bringen, für den niedergelassenen Hals-Nasen-Ohren-Arzt geschrieben worden. Es soll seiner Fortbildung dienen und beschäftigt sich deshalb mit aktuellen Themen aus dem gesamten Fachbereich. Dabei kommen im Zusammenhang mit Fragen der Labordiagnostik (Allner) und der Chemotherapie bakterieller Infektionen des HNO-Bereiches (Limbert und Klesel) auch Kollegen aus anderen Fachbereichen zu Wort.

Breiten Raum nehmen die Diagnostik und Therapie allergischer (Albegger) und anderer (Messerklinger) Entzündungen im Bereich der Nase und der Nasennebenhöhlen ein. Die Möglichkeiten der Durchführung mikrochirurgischer Operationen durch den niedergelassenen HNO-Arzt (mit Belegbetten) werden ebenso dar-



»HNO-Praxis Heute 1« Editor: H. Ganz. With contributions by K. Albegger, R. Allner, K. Fleischer, H. Ganz, D. Gross, J. Kießling, N. Klesel, M. Limbert, W. Messerklinger, W. Niemeyer. 183 pages, 45 illustrations, 7 tables, price: DM 58,—, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1980. ISBN 3-540-09945-X

As the title and foreword indicate, this book has been written for the private ENT specialist. It is intended to advance his postgraduate training and therefore includes current topics from the entire field. In connection with problems associated with laboratory diagnosis (Allner) and chemotherapy of bacterial infections in the ENT area (Limbert and Klesel), specialists from other disciplines also have the opportunity

to present their views.

The diagnosis and therapy of allergic (Albegger) and other (Messerklinger) inflammatory lesions of the nose and paranasal sinuses has been considered at length. The possibilities of microsurgery being performed by the private ENT specialist (with open-hospital beds) are dealt with (Ganz) as also analgesic treatment in the

gestellt (Ganz) wie die Schmerzbehandlung in der Praxis durch Lokalanästhesie (Gross). Audiologisch interessant ist die knappe, aber sehr informative Darstellung der topodiagnostischen Audiometrie von Fleischer und Kießling, die auch auf die Probleme bei der Bewertung einzelner Ergebnisse in der überschwelligen Audiometrie eingeht und die Notwendigkeit betont, erforderlichenfalls mehrere Tests durchzuführen.

Mit Hörgeräte und ihrer Verordnung befaßt sich Niemeyer und gibt eine kurze Darstellung der Indikationen und Kontraindikationen für ein Hörgerät überhaupt und darüber hinaus für die besonderen Anforderungen an die Versorgung. Die rechtlichen Vorschriften und die Beziehungen zwischen dem verordnenden und den Erfolg bescheinigenden HNO-Arzt und dem die Anpassung in engerem Sinne durchführenden Hörgeräte-Akustiker werden dargestellt und die Aufgabebereiche abgegrenzt (dabei irrt der Autor, wenn er dem HNO-Arzt alleine die Verantwortlichkeit für die Zweckmäßigkeit und Wirtschaftlichkeit der Versorgung zuschreibt, sie wird nach den bestehenden Abkommen heute weitgehend vom Hörgeräte-Akustiker getragen). Es wird betont, daß der HNO-Arzt die technische Grundkonzeption, Funktion und Anwendungsmöglichkeit neuzeitlicher Hörhilfen kennen muß, wie dies für den Orthopäden, den Ophthalmologen und den Zahnarzt bei den Funktionsprothesen ihrer Fachgebiete selbstverständlich ist, daß er ferner mit den Grundzügen der individuellen Auswahl und Anpassung der Hörgeräte durch den Hörgeräte-Akustiker vertraut sein und schließlich den »Hörerfolg« kritisch beurteilen können muß.

Fragen zum dargestellten Stoff schließen das Buch ab, das eine Fortsetzung des vom gleichen Herausgeber in früheren Jahren zusammengestellten Fachalmanachs der Hals-, Nasen- und Ohrenerkrankungen ist.

*P. Plath*

practice, with local anaesthesia (Gross). Of interest audiologically is the concise, but very informative description of topodiagnostic audiometry by Fleischer and Kießling which also examines the problems of evaluating individual results in supraliminal audiometry and emphasizes that, if necessary, several tests should be carried out.

Niemeyer deals with hearing aids and their prescription incorporating a short survey of the indications and contraindications and goes on to the special requirements associated with the fitting of hearing aids. The author outlines the legal regulations and defines the relationship between the ENT specialist, who is responsible for the prescription and confirmation of hearing improvement and the hearing-aid acoustician who is concerned with the detailed fitting of the instrument itself, showing the delimitation of their respective duties (here the author is mistaken when he places full responsibility for the expediency and effectiveness of the hearing aid provision on the ENT specialist alone. On the basis of the existing agreements this responsibility is carried to a large extent by the acoustician.)

It is emphasized that the ENT specialist must be familiar with the basic technical concept, function, and application possibilities of modern hearing aids, just as the orthopaedist, ophthalmologist, and dental surgeon are expected to have detailed knowledge of function prostheses in their disciplines. Further, the ENT must be conversant with the broad outlines of the individual selection and fitting of hearing aids by the acoustician and able to evaluate the "hearing success" critically. Questions regarding the subject matter are given at the end of the book which is a continuation of the almanac of ENT diseases compiled by the same author in previous years.

*P. Plath*

## Nachrichten aus der Industrie

Verantwortlich für diese Beiträge  
zeichnet ausschließlich die jeweilige Firma

### Ohr-Simulator von Brüel & Kjær

Der von Brüel & Kjær freigegebene Ohr-Simulator Typ 4157 ist ein kompaktes, präzises künstliches Ohr, das genaue, reproduzierbare Meßbedingungen für die Untersuchung von Kopfhörern und Hörgeräten, die mit Einsteckhörern, Ohrpaß-Stücken oder individuellen Ohrmulden

## News from Industry

The editor is not responsible  
for the following comments

### Brüel & Kjær Ear Simulator

Brüel & Kjær announce the release of an ear simulator, a compact precision instrument designed to provide the stable and well-defined conditions essential for testing earphones and hearing aids connected to the ear by insert earphones, ear inserts, or personal ear moulds.



Bitte bedienen Sie  
sich beiliegender  
Bestellkarte!

# »Sonderheft 1979«

der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik«

Dieses Sonderheft enthält zahlreiche Referate zum Themenkreis »Retrocochleäre Hörstörungen« sowie freie Vorträge in teilweise erweiterter Fassung.

**Sämtliche Referate entstammen der Tagung der »Arbeitsgemeinschaft Deutscher Audiologen und Neurootologen«, die vom 8. bis 10. März 1979 in München abgehalten wurde.**

Das »Sonderheft 1979« umfaßt auf 100 Seiten 14 Arbeiten mit über 110 zum Teil mehrfarbigen Abbildungen. 20 Autoren haben an diesem Sonderheft mitgewirkt.

**Ein Blick aufs Inhaltsverzeichnis wird auch Sie überzeugen!**

H.-M. Theopold	Morphologische Grundlagen retrocochleärer Hörstörungen
Reinhard Schunicht	Untersuchungen zur Altersabhängigkeit der späten ERA-Reizantwort
Dieter Mrowinski	Hirnstamm-Audiometrie bei cochleären Funktionsstörungen
Konrad Maurer	Veränderungen der Frühen Akustisch Evozierten
Ernst Schäfer	Potentiale (FAEP) beim Akustikusneurinom (AN)
Mohamed Y. Abdel Aziz	
Harald Leitner	
Raimund Brix	Der »Objektive Frequenz Dekrement Test« (OFDT): seine diagnostische Aussagekraft für retrocochleäre Hörstörungen
Michael Handrock	Die Bedeutung des Sympathikotonus auf den temporären und bleibenden Hörverlust nach Beschallung
Rudi L. Fischer	
Arndt v. Lüpke	Zur audiometrischen Ermittlung der MdE
Ulrich Eysholdt	Psychoakustische Tuningskurve – eine Verfeinerung der audiometrischen Diagnostik?
Friedrich Keller	Sprachverständlichkeit und Hörgerät
Ludwig M. Moser	Die Kenndaten eines Hörgerätes in einheitlicher, räumlicher Darstellungsform als Voraussetzung für vergleichende Gruppierungen
Thomas Spillmann	Zur quantitativen Darstellung von Parametern des akustischen Reflexes mit verschiedenen Impedanzmeßbrücken
Norbert Dillier	
Jürgen Kießling	Frequenzspezifische Stapediusreflex-Auslösung zur objektiven Hörgeräte-Anpassung
Günter Esser	Hörgeräte-Anpassung bei Kindern mit Hilfe der Stapediusreflex-Audiometrie
Hartmut Rodina	
Friedrich Pfander	TTS und Rückwanderungszeit im Audiogramm als Maßstäbe für die Beurteilung hörgefährdender akustischer Einwirkung (Kurzfassung)

median-verlag, Postfach 103964, Hauptstraße 64, 6900 Heidelberg 1

verbunden sind, liefert. Durch seine gleichen mechanischen Abmessungen und Volumina bildet der Typ 4157 exakt die physikalischen und akustischen Randbedingungen des menschlichen Ohres nach und versorgt den zu testenden Kopfhörer mit der gleichen akustischen Impedanz. Somit lassen sich zuverlässige und jederzeit wiederholbare Messungen gemäß den IEC- und ANSI-Normenvorschlägen durchführen. Der Ohr-Simulator wird direkt an die Brüel & Kjær-Meß-Systeme für die Prüfung von Hörgeräten angeschlossen.

Jeder Typ 4157 ist vom Hersteller einzeln kalibriert und wird mit einem Eichzeugnis, das den Frequenzgang und alle weiteren technischen Daten für die genaue Benutzung enthält, ausgeliefert.

Im Simulator ist ein Meßmikrofon 4134 eingebaut. Ein Vorverstärker Typ 2619 ist im Lieferumfang inbegriffen. Zum Zubehör gehört eine Vielzahl von Paß-Stücken zur Ankoppelung aller Arten von Kopfhörern und Hörgeräten.



The 4157 closely reproduces the physical and acoustical parameters of the human ear by having similar dimensions and volume and providing the ear-  
phone under test with a similar acoustic impedance. Reliable and reproducible measurements to proposed IEC and ANSI standards are thus ensured. It connects directly to B & K instruments for hearing aid testing.

Each ear simulator is individually factory calibrated and supplied with a calibration chart containing its frequency response curve and all parameters necessary for its correct use. A microphone type 4134 is built in and a preamplifier type 2619 is delivered with the instrument together with a wide variety of adaptors for coupling all types of hearing aids and earphones.

## Die Mitarbeiter dieses Heftes / Our Contributors



*Kenneth W. Berger*, geboren 1924, erwarb 1962 einen Doktorgrad (Ph. D.) in Audiologie an der Southern Illinois University und ist seitdem Leiter der Audiologischen Abteilung an der Kent State University, Kent, Ohio. Gleichzeitig ist er Kurator des Hörgerätemuseums an der Kent State University, wo über 2200 verschiedene Hörgeräte ausgestellt sind. Er schrieb das Buch »The Hearing Aid; Its Operation and Development« (2. Ausgabe 1974, National Hearing Aid Society) und zahlreiche Artikel über Audiologie und Hörgeräte.

*Kenneth W. Berger*, born, 1924, received a Ph.D. in Audiology from Southern Illinois in 1962 and since that date has been Director of Audiology at Kent State University, Kent, Ohio. He is curator of the hearing aid museum at Kent State University, which has more than 2,200 different hearing aids on display. He has authored the book "The Hearing Aid; Its Operation and Development" (2nd edition 1974, National Hearing Aid Society) and numerous articles on the subject of audiology and hearing aids.

*Hans Joachim Griese*, Dr.-Ing.; zur vita autoris siehe »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« 4/78.

*Hans Joachim Griese*, Doctor of Engineering; as to the biographical dates we refer to "Journal of Audiological Technique" 4/78.

*Roland Helle*, Dr.-Ing.; zur vita autoris siehe »Audiologische Akustik« 1/80.

*Roland Helle*, Doctor of Engineering; as to the biographical dates we refer to "Audiological Acoustics" 1/80.

## Audiologische Akustik

Verlag und Redaktion  
median-verlag  
Hans-Jürgen von Killisch-Horn  
Hauptstr. 64, Postfach 103964  
6900 Heidelberg 1,  
Fernruf (06221) 24665  
Schriftleiter:  
Dr. phil. Werner Güttner  
Bachstraße 11, 8170 Bad Tölz  
Redaktion: Stephen C. Mohrbacher  
Anzeigen: Karin Ball  
Layout: Friedrich Vogt  
Satz und Druck: Dietz-Druck,  
6900 Heidelberg

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

## Audiological Acoustics

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

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

Dieser Ausgabe liegt eine Bestellkarte der verfügbaren Sonderhefte der »Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik« bei

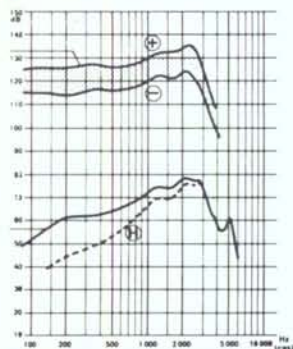


# Viennatone Hörbrillen, zuverlässige Partner für gutes Hören



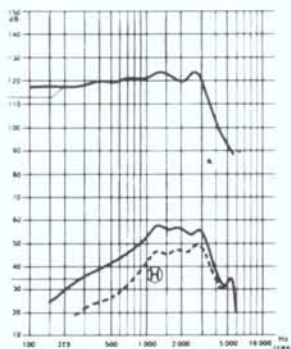
Modisches Design  
Ausgereifte Schaltungstechnik  
Servicefreundlicher Innenaufbau

Exzellent 77 AL-PP



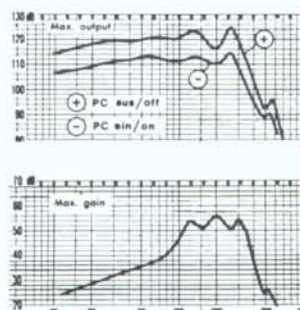
AL-PP: kontinuierlich regelbare Output-Absenkung ca. 10 dB/Tonblende (Schraubenziehereinstellung). (Electret-Mikrofon)

Exzellent 77 ALC (AVC)



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

Exzellent 77 ALPC



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

**viennatone HÖRGERÄTE**

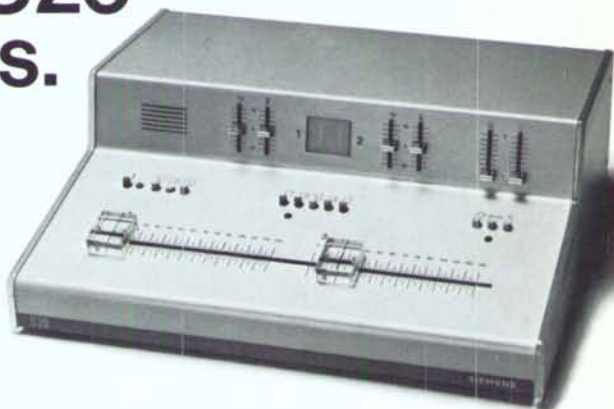
ein Name mit Weltgeltung - ein Begriff für Qualität

# SIEMENS

Thema: Hörgeräteanpassung

## Optimale Anpassung durch exakte Messung der Sprachverständlichkeit.

### Mit dem Sprachaudiometer AUDIATOR S20 von Siemens.



Siemens bietet ein abgerundetes Audiometerprogramm für alle Anwendungen. Vom einfachen Siebtestaudiometer über Ton-Sprachaudiometer-Kombinationen bis zur objektiven Audiometrie mit Impedanzmeßgeräten und ERA-Systemen.

Für alle von uns gelieferten Audiometer steht Ihnen ein schneller und zuverlässiger Kundendienst überall in der Bundesrepublik zur Verfügung.

Auskünfte durch: Siemens AG  
Bereich Medizinische Technik  
Geschäftsgebiet Hörgeräte  
Gebbertstraße 125, 8520 Erlangen  
Tel. 09131/84-2831

## Ihr Partner für alle audiometrischen Einrichtungen: Siemens