

# Das Messen der elektroakustischen Eigenschaften von elektrischen Hörgeräten

TEIL 1

Werner H. Wisniewsky

*Zusammenfassung* Dieser Aufsatz gibt einen Überblick über Methoden der elektroakustischen Messung an Hörgeräten. Insbesondere wird der Stand der hierfür eingesetzten Geräte aufgezeigt. Über genormte Prüfverfahren hinaus wird ein Ausblick auf weitere, im wesentlichen die Entwicklung von Hörgeräten unterstützende Meßverfahren gegeben.

## Einführung

Der Hörgerätehersteller ist in erster Linie bemüht, seinem Erzeugnis die bestmöglichen Übertragungseigenschaften zu geben. Diese werden von der grundlegenden Funktion des Hörgerätes bestimmt, die vom Mikrophon aufgenommenen Schallvorgänge (in erster Linie Sprache) zu verstärken und über einen Hörer mit Ohrpaßstück akustisch wiederzugeben. Das Hauptaugenmerk richtet sich dabei zunächst auf die akustische Verstärkung des Hörgerätes und deren akustische Wiedergabekurve. Die Zielsetzung für beide Eigenschaften ist klar, die Übertragungseigenschaften des Hörgerätes sollten dem veränderten Hörvermögen des Schwerhörenden angepaßt sein. Das Hörgerät sollte einen unverzerrten Ausgangspegel bis zur Schmerzgrenze abgeben. Wenn erforderlich, sollte die akustische Wiedergabe des Gerätes pegelabhängig regelbar sein, d. h. große Verstärkung bei geringen Eingangsschalldruckpegeln und abnehmende Verstärkung bei größer werdenden Schallpegeln. Um das Ohr vor sehr stark einfallenden Geräuschen zu schützen, müßte eine Dynamikbegrenzung wirksam werden, welche den größten akustischen Schallpegel einschränkt. Selbstverständlich umfassen die Anstrengungen der Hersteller auch eine stabile Funktionstüchtigkeit des Hörgerätes im Betrieb.

Um einheitliche, vergleichbare Angaben der Hörgeräteigenschaften zu bekommen, sind Standardempfehlungen für Hörgeräte mit Luftleitungshörer beispielsweise in der Publikation 118 der IEC (Recommended Methods for Measurement of the Electro-Acoustical Characteristics of Hearing Aids) und in der sachlich mit ihr übereinstimmenden DIN 45600 veröffentlicht worden.

Die dort spezifizierten Prüfverfahren führen zur Ermittlung der folgenden Kenndaten von Hörgeräten:

1. Normale akustische Wiedergabekurve (Frequenzgang des Ausgangsschallpegels bei einem Eingangsschallpegel von 60 dB unter Einhaltung bestimmter Bedingungen) und Wiedergabekurven bei anderen Eingangspegeln
2. Größte akustische Verstärkung des Hörgerätes
3. Größter Schalldruckpegel im Kuppler (der vom Hörgerät erzeugt werden kann)
4. Charakteristik des Verstärkungsstellers
5. Einfluß des Verstärkungsstellers auf den Frequenzgang des Hörgerätes

## Introduction

The manufacturer of hearing aids, first of all, tries to get for his product the best possible transmission characteristics. These are determined by the basic function of the hearing aid which is to amplify sound energy (primarily from speech) applied to its microphone and to reproduce it acoustically by means of an earphone coupled to an ear insert. Special attention is given to the acoustic gain of the hearing aid to the frequency response, aiming at the most suitable characteristics of the product for correcting the audio ability of people having defective hearing. The hearing aid should produce an output signal of low harmonic distortion at levels up to the threshold of pain. The acoustic gain, if necessary, should be controllable depending on the signal level, i. e. high gain at low input sound pressure level and decreasing amplification with increasing sound levels.

A dynamic range limiter ought to become effective in order to protect the ear against sound incidence of very high level. Efforts are naturally made by the manufacturers to give their products stable operating characteristics.

Standardized recommendations have been published to describe uniform and comparable information on the characteristics of hearing aids of the air-conduction type exemplified in the Publication 118 of IEC (Recommended Methods for Measurements of the Electro-Acoustical Characteristics of Hearing Aids) and in DIN 45 600 (German Standard) which corresponds to IEC.

The tests specified in IEC Recommendation 118 give information on the following characteristics of the hearing aid.

1. Basic acoustic frequency response (response of the output sound level using an input sound level of 60 dB under specified test conditions) and frequency response applying input levels other than 60 dB
2. Maximum acoustic gain of the hearing aid
3. Maximum sound pressure level in the coupler (which can be produced by the hearing aid)
4. Characteristic of gain control
5. Effect of gain control position on frequency response of the hearing aid

# Measurement of the electro-acoustical characteristics of hearing aids

## PART 1

*Summary This paper gives a general survey of methods for performing electroacoustic measurements on hearing aids. It is particularly based on the current design of the instruments used. Apart from standardized test procedures there is a discussion of advanced methods dealing mainly with the development of hearing aids.*

6. Einfluß der Einstellung für Klangfarbe auf den Frequenzgang des Hörgerätes
7. Eigenstörgeräusch des Hörgerätes
8. Nichtlineare Verzerrungen
9. Einfluß der Batteriespannung auf die akustische Verstärkung
10. Einfluß des Batterieinnenwiderstandes auf die akustischen Daten.
11. Frequenzgang und elektrische Impedanz des Hörers
12. Stromverbrauch des Hörgerätes.

In der Praxis werden nicht alle Eigenschaften für einen Hörgerätetyp geprüft und in einem Prüfbericht aufgeführt. Der Prüfungsumfang ist von Typ zu Typ verschieden. In der BRD wurden Bedingungen vereinbart, die eine Bauartprüfung von elektrischen Hörhilfen durch die PTB zulassen. Diese Bauartprüfung umfaßt das Messen der

1. normalen akustischen Wiedergabekurve (wie im oben erwähnten Pkt. 1.)
2. größten akustischen Verstärkung bei 1000 Hz (entsprechend Punkt 2, s. o.) und der
3. akustischen Wiedergabekurve bei einem Eingangsschalldruck von 100 dB und größter Verstärkungseinstellung (ähnlich der Messung gemäß dem oben erwähnten Punkt 3.) sowie die Bestimmung des Eigenrauschens (gemäß Punkt 7) und des Stromverbrauchs (Punkt 12) der Hörhilfe\*.

### Anordnung für die Prüfung der Übertragungseigenschaften

Abb. 1 zeigt das vereinfachte Blockschaltbild einer typischen Geräteanordnung zum Prüfen der elektro-akustischen Eigenschaften von Hörgeräten, bezüglich Verstärkung und Wiedergabe.

Der Prüfling (4) wird im reflexionsfreien Raum (2) vom Lautsprecher (3) beschallt. Das Schallfeld im Raum ist kalibriert und der Schalldruckpegel wird konstant gehalten, meist automatisch durch einen Regelkreis. Das Hörgerät wird normgerecht aufgestellt, wie bei-

6. Effect of tone control position on frequency response of the hearing aid
7. Random noise from hearing aid
8. Harmonic distortion
9. Effect of battery voltage on acoustic gain
10. Effect of battery internal resistance on the acoustic characteristics
11. Frequency response and electrical impedance of earphones
12. Current consumption of hearing aid.

In practice all of the characteristics are not examined for one type of hearing aid and are specified in a test record. The tests carried out vary from one type to another.

In Western Germany some conditions have been established to get a type approval test for electrical hearing aids certificated by the PTB (Physical-Technical Federal Institute). This type approval test covers the measurements of:

1. Basic frequency response (see item 1 above)
2. Maximum acoustic gain at 1000 Hz (corresponding to item 2 above)
3. Acoustic frequency response at 100 dB input sound pressure level and with full volume control (similar to item 3 above). Furthermore, random noise (see item 7 above) and current consumption (item 12 above) of the hearing aid\*.

### Test Set-up for the Transmission Characteristics

A simplified block diagram of a typical set-up for testing of the electro-acoustical characteristics of hearing aids concerning gain and frequency response is shown in Fig. 1.

The hearing aid under test (4) is placed within an anechoic enclosure (2) and subjected to the sound field being generated by a loudspeaker (3). The sound field in the enclosure is calibrated and the sound pressure level is maintained constant, very often by a regulating

\* Vgl. Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik 8, 1969, S. 64 und 99

\* Cf. Journal of Audiological Technique, 8, 1969, p. 64 and 99



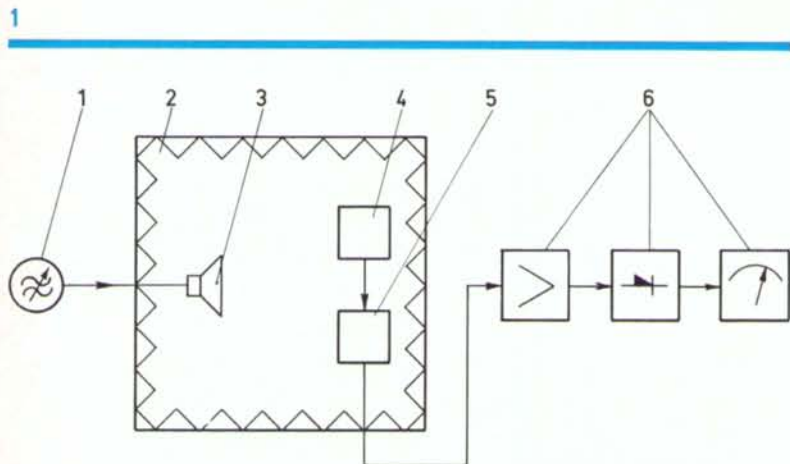


Abb. 1 Prinzipbild der Prüf-anordnung für Hörgeräte

- 1 Tonfrequenzgenerator
- 2 reflexionsfreier Raum
- 3 Lautsprecher
- 4 Hörgerät
- 5 Kuppler mit Meßmikrofon
- 6 Meßinstrument

Fig. 1 Block diagram of testing set-up for hearing aids

- 1 beat frequency oscillator
- 2 anechoic enclosure
- 3 loudspeaker
- 4 hearing aid
- 5 coupler with measuring microphone
- 6 measuring instrument

spielsweise in DIN 45600 angegeben. Die akustische Wiedergabe des Hörgerätes wird mit Hilfe von Kuppler (5) objektiv gemessen, und das Ergebnis durch das Anzeige-Instrument (6) mitgeteilt.

Die Übertragungseigenschaften des Hörgerätes werden unter Freifeldbedingungen gemäß der Internationalen Norm gemessen, die durch die IEC in Stockholm 1958 gebilligt wurde. Im *Freifeld* ist das Hörgerät in einer ebenen, fortschreitenden Welle angeordnet. Freifeldbedingungen herrschen im reflexionsfreien Raum. Die so gewonnenen Meßergebnisse entsprechen zwar den genormten Prüfbedingungen, können jedoch von den Werten in der Praxis abweichen, denn die Schalldruckverhältnisse im Freifeld stimmen nicht mit den tatsächlichen Verhältnissen beim Tragen des Hörgerätes überein. Reflexionen und Beugungen des Schalls an Kopf und Körper führen zu Schalldruckänderungen und Inhomogenitäten im Schallfeld. Zudem sind die Umgebungsbedingungen nicht konstant. Die Schalleinfallrichtung ist unterschiedlich und die Raumbedingungen sind veränderlich, durch Lärm, Nachhall usw.

Die Entscheidung, unter Freifeldbedingungen zu messen, ist hauptsächlich erfolgt, um die Prüfungen unter kontrollierbaren, bekannten physikalischen Bedingungen durchzuführen, die überall reproduzierbar sind.

Um jedoch wahre Freifeldbedingungen sowohl für Frequenzen im oberen als auch im unteren Hörbereich zu bekommen, sind sehr große und damit teure reflexionsfreie Räume erforderlich. Nach international festgelegten Meßbestimmungen sollen im Prüfraum im Frequenzbereich von 200 Hz bis 5000 Hz die Freifeldbedingungen erfüllt sein. Für diesen Bereich ist auch die in

circuit (via a microphone which feeds back to the compressor circuit of the oscillator which supplies the loudspeaker signal). The hearing aid is placed in the sound field in accordance with the standards, e.g. DIN 45 600. The acoustic output of the hearing aid is, objectively, taken through the coupler (5) and read out on the meter (6).

According to the International Standard which was approved by the IEC in Stockholm 1958 the frequency characteristics of hearing aids are measured under free-field conditions. In a *free-field* the hearing aid is placed in a plan progressive wave. Free-field conditions are present in an anechoic enclosure.

The results obtained by the free-field technique express the performance of the hearing aid under test conditions but will not necessarily correspond to those under practical conditions of use where the actual sound pressure shows a considerable difference compared with the sound pressure in a free-field. Reflections and diffractions of the sound on head and human body cause changes of the sound pressure and produce inhomogeneities within the sound field. In addition to that, the environmental conditions are not constant. The incidence of the sound varies and the conditions of the environs are variable by noise, reverberation etc.

The decision to measure under free-field conditions is made primarily to fulfill the demand on a measuring procedure which ensures the measurements to be carried out under controllable wellknown physical conditions, reproducible all over the world.

However, to obtain true free-field conditions, as well for frequencies in the higher as in the lower end of the

Abb. 2 abgebildete *Prüfkammer* in Zusammenarbeit mit dem internationalen Normausschuß entwickelt worden. Gegenüber dem idealen reflexionsfreien Raum weist die Prüfkammer für tiefe Frequenzen, bei denen eine störende Reflexion am Prüfobjekt nicht auftritt, Druckkammer-Eigenschaften auf. Mit höheren Frequenzen wird die Kammerinnenverkleidung nahezu vollkommen absorbierend. Das Schallfeld in der Kammer nimmt dann Eigenschaften des freien Schallfeldes an.

Der Ausgang des Hörgerätes wird beim praktischen Einsatz über ein Ohrpaßstück mit dem Gehörgang verbunden, dessen Volumen den Hörgeräteausgang akustisch belastet. Bei der Prüfung der Hörgeräteeingabe, wo akustische Eigenschaften von Hörgeräten objektiv miteinander verglichen werden, muß das Gehörgangsvolumen geeignet nachgebildet werden, damit das Hörgerät mit der dem menschlichen Ohr nachgebildeten Impedanz abgeschlossen wird. Zu diesem Zweck wurde von der Internationalen Elektrotechnischen Kommission ein Kuppler genormt, der einen Hohlraum mit einem wirksamen Volumen von  $2 \text{ cm}^3$  enthält. In dieser Kammer baut sich der vom Hörgerät gelieferte Schalldruck auf, der von einem kalibrierten Druckmikrofon gemessen wird. Für den statischen Druckausgleich sorgt eine Kapillare. Die Verbindung mit dem Hörgerät erfolgt über ein abgedichtetes Flanschrohr und über einen Schlauch zur Schallzuführung.

Ein kürzlich genormter Kuppler für hinter der Ohrmuschel zu tragende Hörgeräte ist in Abb. 3 dargestellt. Weitere Beispiele für Kuppler sind in der IEC-Empfehlung 126 - 1961 und in der mit ihr im Zusammenhang stehenden DIN 45601 veröffentlicht. Mit dem  $2 \text{ cm}^3$ -Kuppler ist die akustische Wiedergabekurve des Hörgerätes allerdings nicht im gesamten Frequenzbereich identisch mit der tatsächlichen Kurve des Gerätes am Ohr, die zu messen sehr problematisch ist. Versuche, Kuppler mit 3 Hohlräumen unterschiedlichen Inhalts zu bauen, haben den Sinn, die akustische Impedanz des menschlichen Ohres besser anzunähern.

Als Meßmikrofone im Kuppler haben sich *Kondensatormikrofone* bewährt. Sie sind für die Messung in akustischen Kupplern so korrigiert, daß ihr Druckfrequenzgang linear verläuft. Die wichtigsten Kriterien eines Mikrofons für diesen Meßzweck sind die getreue akustisch-elektrische Umwandlung des Schallsignales über den erforderlichen Dynamik- und Frequenzbereich und eine stabile Funktion über lange Zeit.

Abb. 4 zeigt den grundsätzlichen Aufbau eines Kondensatormikrofons. Die Mikrophonkapsel besteht im wesentlichen aus einer dünnen Metallmembrane, die in sehr geringem Abstand einer festen Gegenelektrode gegen-

audio range, very large and expensive anechoic chambers are required. According to international established measurement definitions the free-field conditions should be fulfilled in the frequency range of 200 Hz to 5000 Hz. To make the measurements possible for this range a *test box* has been developed in close cooperation with key people having set the international standards, see Fig. 2. This test box, however, cannot provide true free-field conditions as an ideal anechoic chamber in the lower frequency range where disturbing

## 2

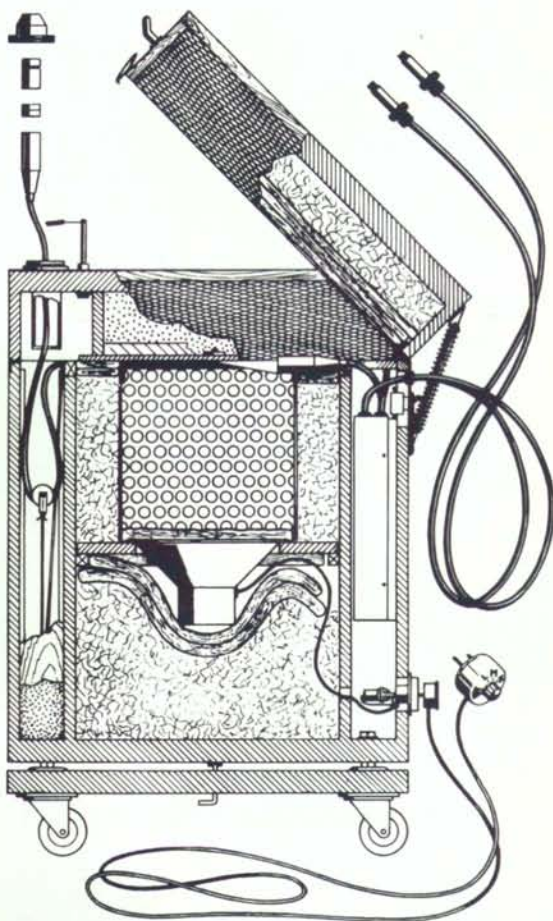


Abb. 2 Hörgeräteprüfkammer

Fig. 2 Test box for hearing aids



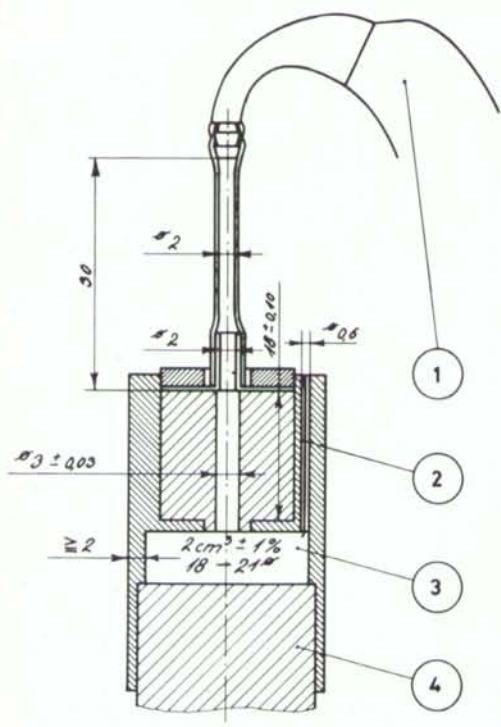


Abb. 3 Akustischer Kuppler mit 2 cm<sup>3</sup>-Volumen

- 1 Hörgerät
- 2 Druckausgleichskapillare
- 3 Kammervolumen
- 4 Kalibriertes Druckmikrofon

Fig. 3 Acoustic coupler with 2-cc volume

- 1 hearing aid
- 2 pressure equalisation tubes
- 3 chamber volume
- 4 calibrated pressure microphone

über angeordnet ist. Beide, Membrane und Gegenelektrode, sind elektrisch voneinander isoliert und bilden die Elektroden eines Kondensators. Die beiden Elektroden liegen an einer Gleichspannung (Polarisationsspannung), die die Gegenelektrode auflädt. Schalldruckänderungen bewegen die Membrane und ändern damit die Kapazität der Kondensatoranordnung. An der Gegenelektrode entstehen elektrische Wechsellspannungen, die dem Schalldruck frequenz- und dynamikgleich sind. Der

reflections on the object under test are not present. At higher frequencies the casing of the test box becomes fully absorbent and the sound field shows the same properties as a true free-field.

When practically used, the output from the hearing aid is coupled to the eardrum by means of an ear insert of which the volume forms the acoustic loading of the output. If measuring the characteristics of the hearing aid where acoustic properties of hearing aids are objectively compared with each other, the volume of the eardrum has to be simulated to fit the impedance of the average human ear. For this reason the IEC has recommended an appropriate coupler having a cavity with an effective volume of 2 cm<sup>3</sup>. The output from the hearing aid sets a sound pressure within the cavity which is measured by a calibrated pressure microphone. A capillary provides the static pressure equalization. The coupler is connected to the hearing aid by means of a sealed flange tube and a flexible tube which are used for sound conduction.

A coupler which has been recently standardized for hearing aids used behind the external ear is shown in Fig. 3. Other forms than the illustrated coupler are published in the IEC recommendation 126 - 1961 and the corresponding German Standard DIN 45 601. If mounted to a 2 cm<sup>3</sup> coupler the acoustic frequency response of the hearing aid, however, is not identical with the actual response of the instrument within the whole frequency range if coupled to the eardrum. There are some problems in measuring the actual frequency response. For a better approximation to the impedance of the average human ear research is being carried out to design a coupler having 3 cavities of different volumes.

The *condenser microphone* is the type usually preferred for measurement purposes in closed couplers, therefore, it has been adjusted to give a linear pressure response. The most important criterions of a microphone for that measurement purpose is that it should give a faithful acoustic-electrical conversion of the sound signal over the dynamic range and frequency range necessary and it should feature long-term stability.

Fig. 4 shows the principle of construction of the condenser microphone. The microphone cartridge consists essentially of a thin metal diaphragm mounted close to a rigid backplate forming a capacitor with air as insulator between the conductors. A DC voltage (polarization voltage) is applied across these two plates and charges up the backplate. Variations in sound pressure will move the diaphragm and therefore vary the capacitance of the capacitor. Consequently an alternating

Abstand zwischen Membrane und Gegenelektrode bestimmt die Meßempfindlichkeit. Ausgewählte Werkstoffe garantieren die Konstanz. Das Innere der Kapsel hat über eine Druckausgleichskanüle Verbindung mit der Atmosphäre, so daß der Abstand von statischen Druckänderungen unbeeinflusst bleibt.

Die dem Schallwechseldruck im Kuppler verhältnismäßige elektrische Wechselspannung wird über einen Impedanzwandler (Mikrofonvorverstärker) zum Meßinstrument (Meßverstärker plus Anzeigeeinrichtung) geführt. Das Meßinstrument soll – gemäß der Normempfehlung – den Effektivwert der Wechselspannung ermitteln und darstellen. Bei der Messung von Wechselgrößen, wie dem Schalldruck, ist der Effektivwert als ein Maß für die Wirkung eines Signales sehr nützlich. Der *Effektivwert* einer Wechselspannung entspricht derjenigen Gleichspannung, die in einem Wirkwiderstand die gleiche Wärmeleistung entwickelt wie die Wechselspannung. In der Akustik schafft also der ermittelte Effektivwert eine Beziehung zwischen dem gemessenen Schalldruck (analog zur Spannung) und der Schallintensität (analog zur elektrischen Leistung). Außerdem verhindert die Messung des Effektivwertes eines Wechsel-signalen Meßfehler, wenn das Schallsignal von der reinen Sinusform abweichen sollte, etwa durch Verzerrungen.

Die Meßgerätehersteller treiben großen Aufwand, um genaue Effektivwertmesser herzustellen. Entsprechend

voltage is generated in the backplate, and the proportionality of the AC output to the sound pressure can be obtained within a wide frequency range and an extended dynamic range. The spacing between diaphragm and backplate controls the sensitivity. The careful choice of materials ensures the stability. Holes for pressure equalisation allow air to leak from the internal volume to outside to keep the spacing unaffected by changes in static air pressure.

The AC voltage which is proportional to the sound pressure fluctuations in the coupler is fed to the measuring instrument (measuring amplifier plus meter circuit) via an impedance converter (microphone pre-amplifier). The instrument – meeting the standard recommendation – shall measure and display the RMS value of the AC voltage. The RMS value is particularly useful, in fact it is the quantity characterising the effect of a signal when dealing with measurements of alternating quantities as the sound pressure. *The RMS value* of an AC voltage is equivalent to the DC voltage which gives the same heat output as the AC signal if applied to a resistor. Measurements of the RMS value in the acoustics give a relationship between the sound pressure measured (analogous to voltage) and the sound intensity (analogous to electrical power).

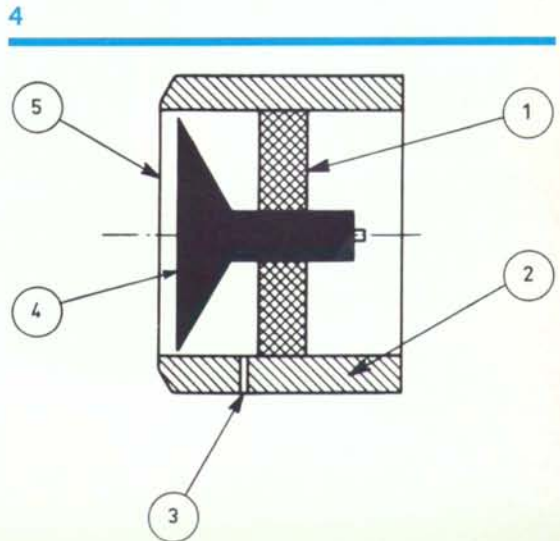
It is thus possible by measuring the RMS value of an AC signal to avoid errors when the sound signal

Abb. 4 Schematischer Aufbau eines Kondensatormikrofons

- 1 Isolator
- 2 Gehäuse
- 3 Öffnung für statischen Druckausgleich
- 4 Gegenelektrode
- 5 Membrane

Fig. 4 Schematic design of a condenser microphone cartridge

- 1 Insulator
- 2 housing
- 3 hole for static pressure equalization
- 4 back plate
- 5 diaphragm





der mathematischen Definition kombiniert ein Effektivwertmesser die Funktionen eines Quadrier-, Integrier- und Wurzelgliedes, die in einer einzigen Schaltung verwirklicht werden.

Neben dem Effektivwert interessieren bei der Anzeigeeinrichtung noch das konstante Übertragungsmaß innerhalb des festgelegten Frequenzbereiches und der Meßdynamikumfang.

In der Prüfpraxis werden die akustischen Wiedergabekurven oftmals auf Bildgeräten sichtbar gemacht. Bei dieser Art der Abbildung kann der Amplitudenverlauf in Abhängigkeit von der Frequenz direkt beobachtet werden. Wird zudem auf dem Bildschirm eine Sollkurve markiert, können Abweichung des tatsächlichen Frequenzganges vom vorgeschriebenen Verlauf festgestellt werden.

Soll die Wiedergabekurve grafisch registriert werden, beispielsweise als Dokument für Prüfberichte, wird ein *Pegelschreiber* eingesetzt. Die Aufzeichnung der Effektivwerte erfolgt auf frequenzgeeichtem, vordrucktem Schreibstreifen. In Kombination mit einem Tonfrequenzgenerator treibt der Pegelschreiber automatisch die Frequenzabstimmskalare der Generatoren synchron zum ablaufenden Registrierpapier an.

Pegelschreiber sind prinzipiell registrierende Voltmeter, die als selbsttätige Kompensatoren arbeiten. Das elektrische Eingangssignal wird über einem Präzisionspotentiometer mit einer Bezugsspannung verglichen und die Spannungsdifferenz zu einem Tauchspulsystem geführt, das den Schreibmechanismus und den mechanisch gekoppelten Potentiometerabgriff bewegt, bis die Differenzspannung zu Null wird.

Der Generator muß eine verzerrungsarme, sinusförmige Ausgangsspannung abgeben und sein Leistungsausgang muß dem Lautsprecher angepaßt sein. Zudem sollte ein Kompressor eingebaut sein, um Pegelschwankungen innerhalb gewünschter Dynamikgrenzen mit wählbarer Regelgeschwindigkeit zu komprimieren. Zusätzlich sollte der Generator Vorrichtungen für den Fremdantrieb der Frequenzabstimmung besitzen, um ihn mit dem Papieranschubgetriebe des Pegelschreibers zu koppeln.

#### Messen der Übertragungseigenschaften von Hörgeräten

Nach der elektrischen und akustischen Kalibrierung der Meßeinrichtung und des Meßraumes wird das Hörgerät unter normalen Arbeitsbedingungen aufgestellt und mit dem 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler verbunden. Normale Arbeitsbedingungen sind konstante Batteriespannung und Einstellen aller Bedienungselemente auf Werte, die für das Hörgerät am gebräuchlichsten sind. Im Prüfbericht werden alle diese Einzelheiten aufgeführt. Das Hörgerät wird dort aufgestellt, wo zuvor das Regelmikrofon für die

deviates from a pure, continuouswave sinusoid, in case of distortion.

Manufacturers of measuring instruments are promoting the design of accurate RMS detectors. By mathematical definition a RMS detector includes the functions of a squaring circuit, an integrator, and a root extraction network, all three functions are carried out in a single circuit.

In addition to the RMS value, it is the transmission factor which is of interest and it should be constant within the frequency range stated and the measuring dynamic range.

In the test practice the acoustic frequency response is often displayed on a tracer which gives a visual indication of the amplitude versus frequency response. It may be convenient to draw tolerance curves on the plexiglass screen to check if the actual frequency response varies from the desired curve.

Where a graphical record of the frequency response curve is required, e. g. if it is used as a document in test records, a *level recorder* is commonly used. The RMS values are recorded on preprinted frequency calibrated recording paper. The connection to a beat frequency oscillator, where the recorder is used to drive automatically the tuning mechanism of the connected oscillator, enables synchronized speeds between recording paper and tuning mechanism.

Level recorders are basically recording voltmeters which operate on the servo principle. The signal to be measured is applied across a precision potentiometer to be compared with a reference voltage and the difference voltage is fed to a magnetic drive system which drives the writing mechanism and the mechanically coupled potentiometer pick-off until the null point of the difference voltage is reached.

The oscillator has to produce a sinewave output voltage of low distortion and it should provide a suitable power matching the loudspeaker. It should also feature a built-in compressor which can be used in a feedback loop to produce a constant sound pressure level within the dynamic limits required and with selectable speed of regulation of the compressor circuit. Provision should be also made for the mechanical drive of the tuning device from an external motor controlled by the paper speed of the level recorder.

#### Measurement of the transmission characteristics of hearing aids.

After calibrating the instruments and the anechoic chamber electrically and acoustically the hearing aid is placed under normal operating conditions and connected to the 2 ccm coupler. Normal operating conditions are obtained with constant battery voltage and control

Schallfeldkalibrierung angeordnet war. Auf diese Weise wird nach der Substitutionsmethode gemessen. Die speziell in transportablen Prüfkammern durchgeführten Messungen beruhen meist auf der Komparationsmethode, bei der das Hörgerät und das Regelmikrofon gleichzeitig im Schallfeld angeordnet sind, und zwar genügend von einander entfernt, um gegenseitige Beeinflussungen zu vermeiden.

Beide, Regelmikrofon und Hörgerät, liegen symmetrisch zur Bezugsachse des Schallstrahlers. Auf keinen Fall darf das Hörgerät mit einer Halterung montiert werden, die Reflexionen, also Störungen im Schallfeld verursacht. Deswegen muß auch die Idee aufgegeben werden, eventuell eine Attrappe des menschlichen Kopfes als Halterung zu benutzen, um etwa möglichst »praxisgetreu« zu messen.

Häufig benutzte und auch in Datenblättern genannte akustische Übertragungseigenschaften von Hörgeräten sind die *größte akustische Verstärkung* und die *normale akustische Wiedergabekurve*.

Die akustische Verstärkung ist – ausgedrückt in dB – die Differenz zwischen dem gemessenen Schalldruckpegel im 2 cm<sup>3</sup>-Kuppler (Ausgangsgröße des Hörgerätes) und dem Pegel im Schallfeld (Eingangsgröße des Hörgerätes). *Daraus folgt für die größte akustische Verstärkung:* Sie ist die Differenz zwischen Ausgangs- und Eingangsgröße des Hörgerätes in dB, wenn der Verstärkungssteller voll aufgedreht wird. Es muß in dem Zusammenhang daran gedacht werden, den Eingangsschallpegel nicht zu groß zu wählen, um nicht die lineare Zuordnung von Eingangsgröße zu Ausgangsgröße zu stören. Die größte akustische Verstärkung kann in Abhängigkeit von der Frequenz dargestellt werden. Darauf wird oft verzichtet. Allgemein wird die größte Verstärkung nur bei einer Frequenz, 1000 Hz, gemessen und angegeben. Dies ist erlaubt, solange die Stellung des Lautstärkestellers den Frequenzverlauf der Verstärkung nicht beeinflusst. Diesen Einfluß notfalls aufzuzeigen, ist Gegenstand einer weiteren Messung.

Die größte akustische Verstärkung liegt bei Taschenhörgeräten zwischen 40 und 75 dB und bei Kopfhörgeräten zwischen 30 dB und 60 dB. Bei Kopfgeräten liegt der dB-Wert niedriger, weil die Gefahr der durch die Trageweise bedingten akustischen Rückkopplung (Pfeifen) größer ist, denn Eingang und Ausgang liegen bei Kopfgeräten näher zusammen als bei Taschenhörgeräten.

Wird der Eingangsschalldruckpegel auf 60 dB für ein Sinussignal von 1000 Hz kalibriert und der Verstärkungssteller des Hörgerätes so eingestellt, daß sich im Kuppler ein Schallpegel von 100 dB aufbaut, ist der Ausgangspunkt für die Bestimmung der akustischen

settings representing the normal use of hearing aids. The settings selected for all controls must be stated in the report on test results. The position of the hearing aid will be the point where the regulating microphone was placed before, to calibrate the sound field. By doing that, the substitution method is carried out. Special measurements taken in portable test boxes are mainly based on the comparison method, where the hearing aid and the regulating microphone are located simultaneously in the sound field with a sufficient distance from each other avoiding reciprocal influences.

Both regulation microphone and hearing aid are placed symmetrically with reference to the axis of the sound source. No mechanical support should be used for the hearing aid if it causes reflections, the sound field is thus disturbed. It is, therefore, best to advise against using, eventually a dummy of the human head as support, to simulate the best practical operating conditions.

The most commonly used hearing aid characteristics are the *maximum acoustic gain* and the *basic acoustical frequency response* which are also mentioned in product datas.

Expressed in dB, the acoustic gain represents the difference between the sound pressure level taken over a 2-cc coupler (output value of the hearing aid) and the level set in the sound field (input value of the hearing aid).

According to this definition the *maximum acoustic gain* is: the difference stated in dB between input and output of the hearing aid with the volume gain control fully-open.

It needs to be considered that the input sound level should not be set too high in order not to disturb the linear input-output relationship. The maximum acoustic gain can be represented by a curve drawn on a frequency calibrated chart. If this is not used, as often happens, then, the full-on gain is generally measured at a stated frequency, 1000 Hz. It is allowed as long as the setting of the gain control does not affect the frequency response. The effect if any, is subjected to another measurement.

The maximum acoustic gain covers the range 40 dB to 75 dB for body-type hearing aids and 30 dB to 60 dB for ear-type aids. It is seen that the ear type hearing aid shows a smaller dB value since the use of the close position of input and output of this type may cause acoustical feedback oscillations more easily.

By adjusting the input sound pressure level to 60 dB for a sine-wave signal of 1000 Hz and varying the gain control of the hearing aid to set a sound level of 100 dB in the coupler, the measurement of the frequency



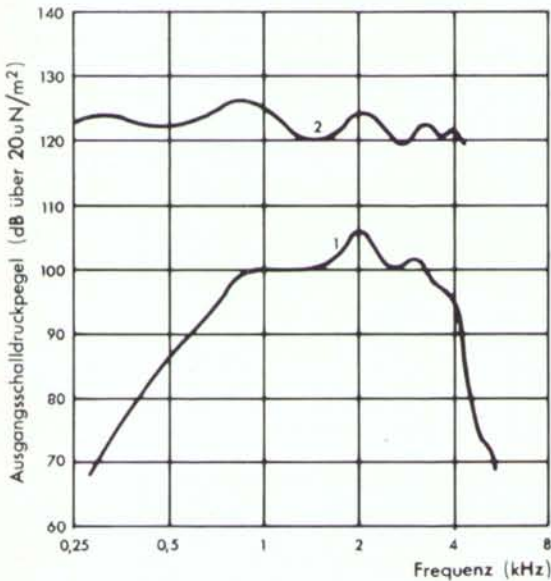


Abb. 5 Typische normale akustische Wiedergabekurve eines Hörgerätes und Kurve des größten erreichbaren Ausgangsschalldruckpegels

- Kurve 1: Normale akustische Wiedergabekurve  
Eingangsschalldruckpegel  $L_E = 60$  dB, bei 1000 Hz  
Ausgangsschalldruckpegel  $L_A = 100$  dB.
- Kurve 2: Größter erreichbarer Ausgangsschalldruckpegel  
Verstärkungssteller in Höchststellung,  $L_E$  bei jeder  
Meßfrequenz soweit erhöht, bis Größtwert von  $L_A$   
erreicht wurde

Fig. 5 Typical basic acoustical frequency response of a hearing aid and curve of maximum output sound level obtainable

- curve 1: Basic acoustic frequency response  
input sound level  $L_E = 60$  dB at 1000 Hz  
output sound level  $L_A = 100$  dB
- curve 2: Maximum output sound level obtainable  
gain control full-on,  $L_E$  increased at each test  
frequency until maximum  $L_A$  was approached.

Wiedergabekurve gegeben. Die Generatorfrequenz wird bei konstant bleibendem Eingangspegel von 200 Hz bis 5000 Hz verändert und der Kuppler-Schallpegel mit einem Pegelschreiber registriert. Die auf diese Weise aufgezeichnete Frequenzkurve wird gemäß internationaler Normvereinbarung als *normale akustische Wiedergabekurve dokumentiert*. Kurve 1 in Abb. 5 zeigt beispielsweise die normale akustische Wiedergabekurve eines Kopfgerätes, genauer eines HdO-Gerätes.

Würde die Schallpegeldifferenz zwischen Eingang und Ausgang des Hörgerätes registriert werden, so ergäbe sich die Verstärkungskurve für das Gerät, für die in Abb. 6 der Kurvenverlauf einer Hörbrille als Beispiel gewählt wurde. Um das Verhalten des Hörgerätes bei verschiedenen Eingangsschallpegeln innerhalb der Sprachdynamik zu erkennen, werden die entsprechenden Ausgangspegel im Kuppler zwischen 200 und 5000 Hz aufgezeichnet, so daß eine Schar von Wiedergabekurven vorliegt. Solange die Wiedergabekurven im gebräuchlichen Dynamikbereich gemessen werden, d. h. der Sättigungsschalldruckpegel im Kuppler nicht überschritten wird, zeigen alle Kurven die gleiche Form. Dies setzt jedoch voraus, daß sich die Arbeitsbedingungen für das Hörgerät nicht verändert haben. Der Frequenzbereich

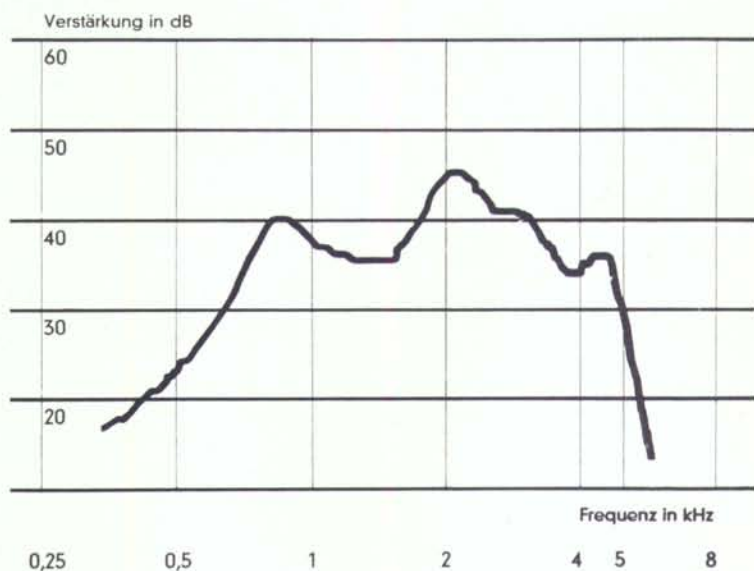
response can be started. The input level remains constant, and the frequency generated by the beat oscillator is changed to cover the range 200 Hz to 5000 Hz. By recording the output level of the 2-cc coupler on the level recorder, the frequency characteristic automatically drawn on paper is used as the *basic frequency response* corresponding to an internationally established standard. The basic frequency response of an ear-type hearing aid, more exactly an ear-level-type aid is drawn as curve 1 shown in Fig. 5.

If the sound level difference between input and output of the hearing aid is recorded thus the amplification curve of the instrument would be represented, for example that in Fig. 6. A curve drawn on a chart has been chosen establishing the response of a spectacle-type hearing aid as an example. By varying the input sound levels the performance of a hearing aid will be known within the usable dynamic range, and by recording the corresponding output levels set in the coupler as a function of test frequency between 200 Hz and 5000 Hz a collection of curves is presented. As long as this measurement of frequency response curves is taken within the usable dynamic range, it means the saturation output level is not exceeded, all curves

6

Abb. 6 Pegelschreiberregistrierung der Verstärkungskurve einer Frontalhörbrille

Fig. 6 Recording of gain characteristic of frontal incidence spectacle-type aid



der Wiedergabekurve ist zwischen Taschen- und Kopfhörgeräten unterschiedlich. Die untere Übertragungsfrequenz hängt wesentlich von den geometrischen Abmessungen des Hörgerätemikrofons ab und die obere Frequenzgrenze wird im starken Maße durch die akustischen Eigenschaften der Ohrzuleitung bestimmt. Der Frequenzbereich für beide Hörgerätearten liegt innerhalb des Prüfbereiches von 200 Hz bis 5000 Hz mit Ausnahme spezieller Breitbandgeräte, für die der Meßfrequenzbereich nach unten und nach oben erweitert werden muß. Die Anpassung der akustischen Wiedergabekurve an den Hörverlust erfolgt durch elektrische und akustische (Düsen) Klangblenden oder bei Taschengeräten durch Wahl des günstigsten Einsteckhörers.

Das Ziel einer weiteren Prüfung ist, den *größten erreichbaren Ausgangsschalldruckpegel* zu bestimmen, der vom Hörgerät im Kuppler erzeugt werden kann. Damit wird die obere Leistungsgrenze des Hörgerätes festgelegt.

Bei verschiedenen Meßfrequenzen wird der Eingangsschalldruck so weit erhöht, daß der Schallpegel im Kuppler seinen Sättigungspunkt erreicht. Gestartet wird gewöhnlich bei einem Eingangspegel von 60 dB, dem Grundpegel. Dieser Pegel wird schrittweise um 5 dB

generated are identical assuming that the operating conditions for the hearing aid have not been changed. The frequency range of the response curve differs between body-type and ear-type aid. The low frequency response depends essentially on the dimensions of the hearing aid microphone and the upper limiting frequency is determined to a high degree by the acoustic characteristics of the output tubing connected to the ear. The frequency range for both hearing aid types is within the testing range between 200 Hz and 5000 Hz except special wide-band instruments, for which the measuring frequency range has to be extended at the lower and upper end. The matching of the acoustic frequency response to the hearing loss is provided by means of electrical and acoustical (nozzle) tone controls or by selection of the most suitable ear insert when using body-type aids.

*Maximum output pressure level* produced in the coupler by the aid is determined in another test procedure. It establishes the ceiling for hearing aid operation.

Considering each test frequency separately the input sound pressure is increased until the coupler sound level approaches its saturation point. The procedure starts



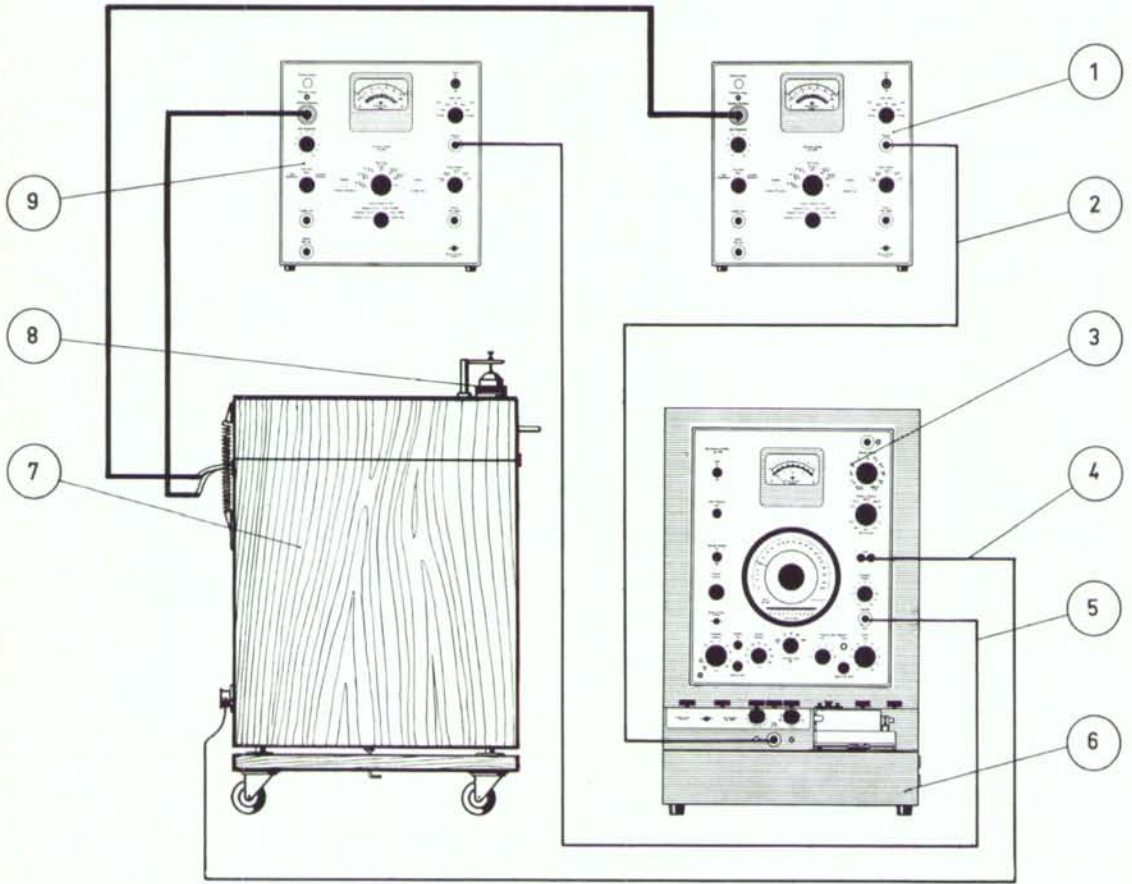


Abb. 7 Typische Instrumentierung für die automatische Aufzeichnung der Wiedergabekurve sowie für die Messung der Verstärkung und des größten erreichbaren Ausgangsschallpegels im Kuppler

- 1 Meßverstärker für den Kupplerschallpegel
- 2 Verbindung für die Signalregistrierung
- 3 Tongenerator
- 4 Verbindung zum Lautsprecher
- 5 Kompressorkreis
- 6 Pegelschreiber
- 7 Prüfkammer mit Freifeldbedingungen
- 8 Künstliches Ohr (Meßmikrofon mit 2 cc-Kuppler)
- 9 Verstärker für Regelmikrofon (Kompressorkreis)

Fig. 7 Typical set-up for automatic recording of the frequency characteristic as well measuring of gain and maximum output sound level obtainable in the coupler

- 1 measuring amplifier for coupler sound level
- 2 connection for signal recording
- 3 beat frequency oscillator
- 4 loudspeaker cable
- 5 compressor circuit
- 6 test box providing free-field conditions
- 7 artificial ear (measuring microphone with 2 cc-coupler)
- 9 amplifier for regulating microphone (compressor circuit)

erhöht. 5 dB-Zunahme des Eingangs hat anfangs auch eine 5 dB-Zunahme am Ausgang zufolge. Bei Annäherung an den Sättigungspunkt hört die lineare Beziehung zwischen Ein- und Ausgang auf, bis keine Zunahme des Ausgangspegels trotz Erhöhung des Eingangspegels mehr festzustellen ist. Dieser Höchstwert ist der größte erreichbare Ausgangs-Schalldruckpegel oder der Sättigungswert. Die bei jeder einzelnen Prüffrequenz ermittelten größten Kuppler-Schallpegel werden mit dem Pegelschreiber registriert und ihre Meßpunkte zu einer Maximalschalldruckkurve als Funktion der Frequenz verbunden. In den Datenblättern wird diese Kurve mit der normalen akustischen Wiedergabekurve in einem Diagramm aufgezeichnet, siehe Abb. 5.

Der höchste Wert der größten erreichbaren Schalldruckpegel im Kuppler liegt bei Taschengeräten etwa bei 140 dB und bei Kopfgeräten etwa bei 125 dB.

Abb. 7 zeigt eine typische Instrumentierung für die Messung der Wiedergabekurven, der Verstärkung und des größten erreichbaren Kupplerschalldrucks (Sättigungsschallpegel). Mit der gleichen Anordnung werden auch der Einfluß der Stellung der Bedienelemente des Hörgerätes und der Einfluß des Batteriezustandes auf die Übertragungseigenschaften geprüft.

Wenig Mühe macht auch die Messung des Eigenstörgeräusches des Hörgerätes. Die Anordnung und die Bedingungen für den Prüfling entsprechen denen zur Aufnahme der normalen akustischen Wiedergabe bei 1000 Hz. Bei abgeschaltetem Eingangssignal wird der Kupplerschallpegel gemessen. Der Schalldruckpegel des Eigenrauschens liegt gewöhnlich zwischen 50 und 60 dB.

usually with an input level of 60 dB, the floor level. When increasing the input level in 5 dB steps, 5 dB increases in input will produce 5 dB output increases at first. As the saturation point is approached, this input-output relationship will fall off until no increase is produced despite additional input. This point reached is the greatest output sound pressure level obtained or the saturation value. Each maximum pressure value established in the same way on stated test frequencies is recorded as a point by the level recorder and these points are connected in a smooth line to develop the maximum pressure curve as a function of frequency. In data sheets this curve is drawn in a graph together with the basic acoustic frequency response, see Fig. 5.

The greatest value of the maximum sound pressure level in the coupler can be about 150 dB using body-type aids and about 125 dB with ear-type hearing aids.

Fig. 7., shows a typical set-up for measuring frequency response, gain and maximum coupler sound pressure (saturation sound level). The effects of control settings and battery condition of the hearing aid on the characteristics are measured using the same instrumentation.

The measurement of random noise from the hearing aid requires less effort. Set-up and conditions for the test object correspond to those existing for recording the basic acoustic response at 1000 Hz. With an input signal switched-off the sound level is measured in the coupler, the equivalent sound pressure level is usually between 50 and 60 dB.

8



**Abb. 8** Geräteanordnung eines Prüfplatzes für die Produktionskontrolle von Hörgeräten mit visueller Prüfung der Wiedergabekurve

**Fig. 8** Set-up of a testing arrangement for production control of hearing aids with visual check on frequency characteristics



Einen Blick auf einen Prüfplatz für die *Produktionskontrolle von Hörgeräten* gestattet Abb. 8. Rechts im Bild sind die beiden Mikrofonverstärker für den Ausgangsschalldruckpegel bzw. für den Kompressorstromkreis zu erkennen, in der unteren rechten Bildecke ist noch ein wenig von der Prüfkammer sichtbar. Die linke Bildhälfte zeigt zwei Pegelbildgeräte. In der Produktionskontrolle ist eine schnelle, visuelle Prüfung der Wiedergabekurve eines Hörgerätes sehr praktisch. Deshalb wird der Pegelschreiber durch ein Bildgerät ersetzt. Das Kompressorsignal im Regelmikrofonkreis wird als Ablenkfrequenz für die X-Achse des Bildschirms benutzt. Der Signaleingang des Pegelbildgerätes ist mit dem Meßverstärker (Kupplerausgang) verbunden.

#### Richtcharakteristik, Klirrfaktor und Intermodulation

Wurden im letzten Abschnitt Prüfmethode beschrieben, die mehr im Rahmen einer Inspektion der Hörhilfe angewendet werden, also in der Fertigung und im Service, sollen nachfolgend einige Meßverfahren erwähnt werden, die vorwiegend bei der Entwicklung von Hörgeräten Einsatz finden.

Die *Richtcharakteristik* für die horizontale Ebene eines Hörgerätes zeigt auf, aus welcher Richtung es im praktischen Einsatz bevorzugt Schall aufnimmt. Für verschiedene Frequenzen bzw. Frequenzbänder werden Kurven ermittelt, welche die Abhängigkeit des Ausgangspegels des Hörgerätes von der horizontalen

A set-up used in *production testings of hearing aids* is shown in Fig. 8. Both microphone amplifiers for the output pressure level and for the compressor circuit, respectively, are seen to the right and the test box is in the right-hand bottom corner. The left half of the photograph shows two tracers. In the production test batch, a quick visual check of the frequency response is very useful, therefore, the level recorder is replaced by a screen display. The compressor signal obtained from the amplifier in the regulating microphone circuit is then used to give x-deflection on the screen. The signal input of the tracer is connected to the measuring amplifier (output from the coupler).

#### Directional characteristics, distortion and intermodulation

The last section described test methods used for the inspection of hearing aids, in other words they apply to production and service. In the following pages some measuring procedures will be mentioned which mainly find uses in the development of hearing aids.

For the horizontal plane of an aid, the *directional characteristics* indicate the preferred direction of sound incidence under practical use. At various frequencies or rather frequency bands, curves are recorded showing the dependence of the output level of the hearing aid on the horizontal direction of sound incidence. The directional characteristics depend on the place where the microphone opening (sound input) is located and,

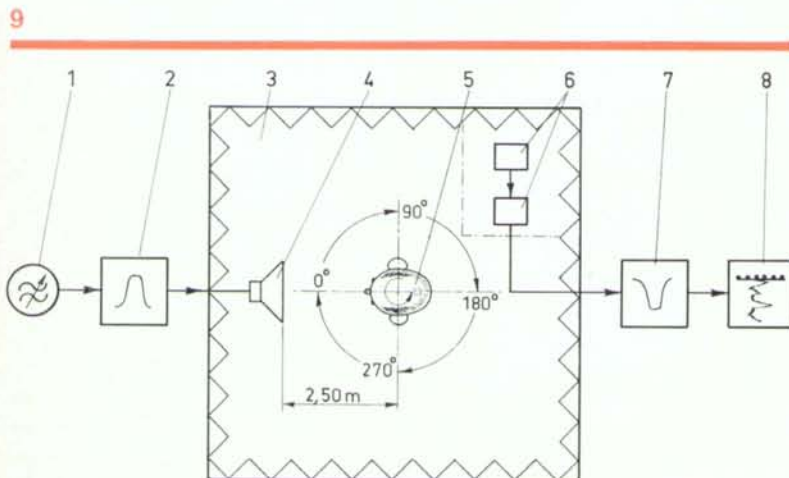


Abb. 9 Geräteanordnung zur Untersuchung der Richtcharakteristik von Hörgeräten

- 1 Tonfrequenzgenerator
- 2 Terzfilter
- 3 Reflexionsfreier Raum
- 4 Lautsprecher
- 5 Kopf der Versuchsperson
- 6 Hörgerät
- 7 Terzfilter
- 8 Pegelschreiber

Fig. 9 Set-up for investigations on directional characteristics of hearing aids

- 1 oscillator
- 2 third octave filter
- 3 anechoic chamber
- 4 loudspeaker
- 5 head of test person
- 6 hearing aid
- 7 third octave filter
- 8 level recorder

Schalleinfallrichtung aufzeigen. Die Richtcharakteristik hängt vom Ort der Mikrofoneinspracheöffnung (Schalleintritt) ab und sollte z. B. mit den natürlichen Aufnahmeigenschaften des menschlichen Ohres befriedigend übereinstimmen, wenn das Gerät am Kopf getragen wird.

Abb. 9 zeigt die prinzipielle Meßanordnung. Eine Versuchsperson mit Hörgerät sitzt auf einen Drehstuhl einem Lautsprecher gegenüber. Der Lautsprecher strahlt zweckmäßig Rauschsignale in Terzbreite aus. Die Terz-Mittenfrequenzen werden so gewählt, daß sich die Frequenzabhängigkeit der Richtcharakteristik im gesamten Wiedergabebereich des Hörgerätes erkennen läßt. Praktische Mittenfrequenzen sind 1000 Hz, 2000 Hz, 3150 Hz und 4000 Hz. Für tiefe Frequenzen ist die Richtwirkung gering, mit höheren Frequenzen wird sie ausgeprägter. Es genügt, den elektrischen Ausgangspegel des Hörgerätes zu messen. Er kann zuvor normgerecht im reflexionsfreien Raum ermittelt und als Referenzpegel für die Richtkennlinie betrachtet werden (Bezugslinie 0 dB). Das elektrische Signal gelangt über ein Terzfilter, dessen Mittenfrequenz synchron zu der des Filters auf der Rauschgeneratorseite eingestellt wird, auf die Meßeinrichtung. Ein Pegelschreiber registriert den Effektivwert. Der Papiervorschub des Schreibers wird der Drehbewegung des Stuhles um  $360^\circ$  angepaßt. Es ist auch möglich in Polarkoordinaten aufzuzeichnen. Der Pegelschreiber steuert die Drehbewegung automatisch, synchron zum Papierablauf. Die Drehachsen  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  und  $360^\circ$  müssen festgelegt werden, meist in der wie in Abb. 9 angedeuteten Richtung.

(wird fortgesetzt)

e. g., it should match satisfactorily the natural characteristics of reception by the human ear when the aid is worn on the head. The basic set-up is seen in Fig. 9. A test person using the hearing aid is placed on a turn-chair opposite the loudspeaker which provides appropriate third octave band random signals. The centre frequencies of bands are selected to give the directional characteristics as a function of frequency over the whole frequency range of the aid. Centre frequencies of 1000 Hz, 2000 Hz, 3150 Hz and 4000 Hz can be considered as practical. At low frequencies a small directional effect is seen which becomes more marked marked at higher frequencies. It is necessary to measure the electrical output level of the hearing aid. This can be done by measuring it according to the standard method in an anechoic enclosure and considering it as the reference level with respect to the directional curves. (Reference curve 0 dB). The electrical output is fed to the meter via a third octave filter of which the centre frequency is scanned in full synchronization to the filter connected to the random generator. The RMS value is recorded and the paper speed of the recorder fits to the rotation of the chair through  $360^\circ$ . It is also possible to use a polar diagram paper. The level recorder controls automatically the rotation in synchronism with the paper speed. The rotation axis  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  and  $360^\circ$  has to be established, the method shown in Fig. 9, being very common.

(to be continued)

## Literatur / References

1. IEC-Recommendation Publication 118 and 126, Office of IEC, Geneva.
2. German Standards DIN 45 600, 45 601 and 45 605. Beuth-Vertrieb Berlin and Cologne.
3. Bedingungen für die Bauartprüfung von Hörhilfen durch die PTB. PTB-Mitteilungen 78, 6/1968, Publishers Friedrich Vieweg and Sohn, Braunschweig.
4. BS 4009/1966: British Standard. An artificial mastoid for the calibration of bone vibrators, used in hearing aids and audiometers. BSJ, London.
5. W. Güttner, Akustische Gesichtspunkte bei der Verwendung von Hörgeräten. Haus der Technik-Publications, Volume 17.
6. W. Güttner, Zur Geschichte der Hörgeräte. SRW-news, Publications 21, 23, 24.
7. W. Güttner, Zur Beurteilung der Übertragungseigenschaften von Hörgeräten. Zts. Hör. Ak./J. audiol. Tech. 6, 1967, 214.
8. C. Starke, Hörgeräte. Journal Elektromedizin 10/1965.
9. I. Veit, Moderne Hörgeräte und ihre Verstärker. Zts. Hör. Ak./J. audiol. Tech. 8, 1969, 20 und/and 52.
10. I. Veit, Automatische Verstärkungsregelung bei Hörgeräten. Funkschau 1967, Publication 23.
11. M. E. Delany and L. S. Whittle. A new artificial ear and mastoid. Journal of Scientific Instruments, volume 43, August 66.
12. L. S. Whittle and D. W. Robinson. An artificial mastoid for the calibration of bone vibrators. Acustica, volume 19 (1967/68).
13. L. S. Whittle. A determination of the normal threshold of hearing by bone conduction. J. Sound Vib. 2 (1965).
12. L. S. Whittle und D. W. Robinson, An artificial mastoid for the calibration of bone vibrators. Acustica, Band 19 (1967/68).
13. L. S. Whittle, A determination of the normal threshold of hearing by bone conduction. J. Sound Vib. 2 (1965).