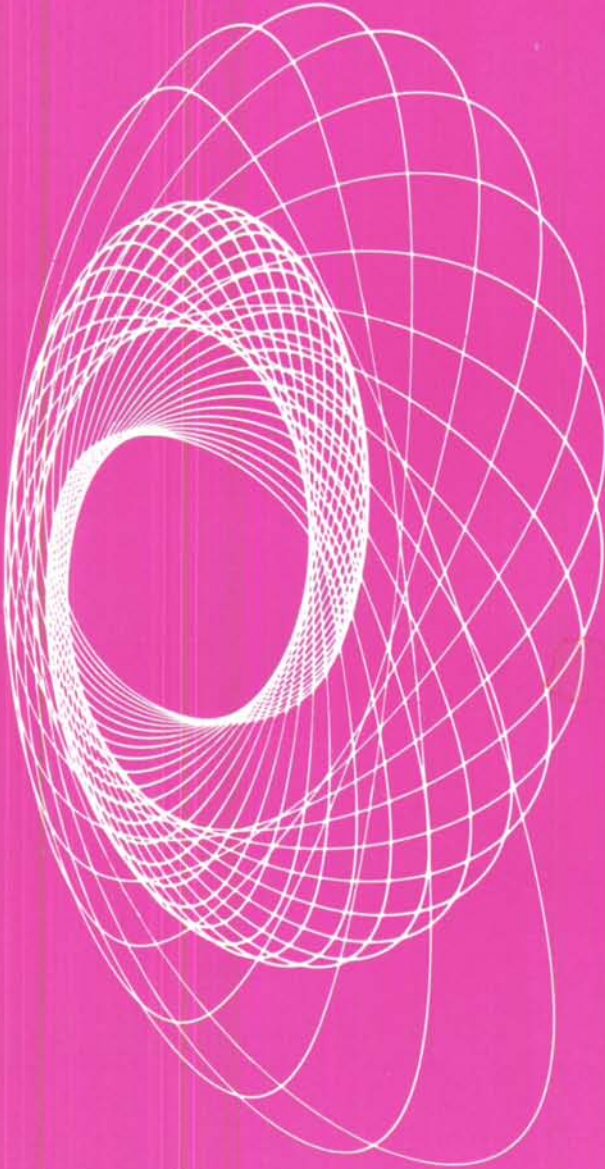


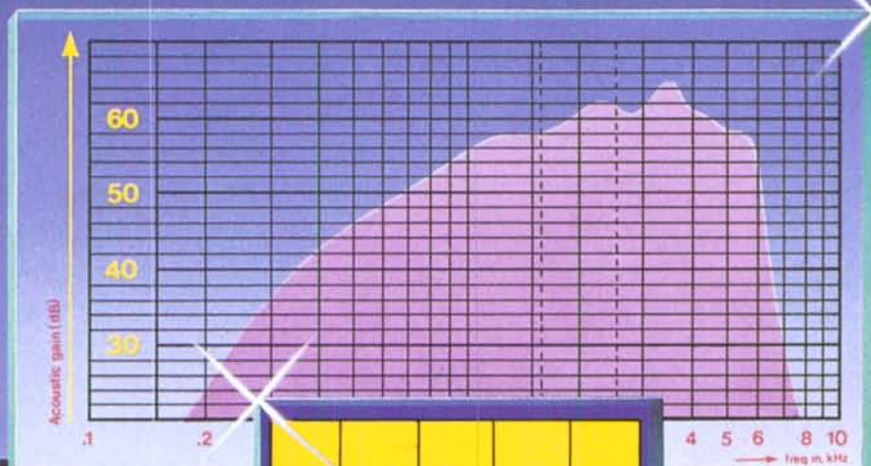
P21976F

Audiologische Akustik Audiological Acoustics

ISSN 0172-8261



Etymotisch »richtig«



P47 **mini phon**

Akustische und elektr. Daten

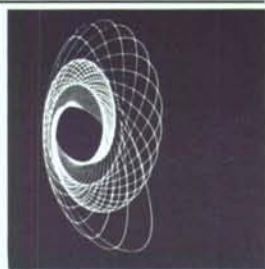
max. Lautstärkepegel	126 dB
	DIN 125 dB
desgl. bei 1000 Hz	126 dB
max. akust. Verstärkung	58 dB
	DIN 50 dB
desgl. bei 1000 Hz	50 dB
Frequenzbereich	300-6500 Hz
LA-Begrenzung (P) stufenlos	-20 dB
Rauschpegel, äquivalentes Eingangssignal	≤ 28 dB
Lautstärke in Pos. Hörspule bei 10 mA/m und 1000 Hz	104 dB
Stromverbrauch	1,2 mA

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. Gorig, 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. Wansdronek, Eindhoven – H. Weber, Zürich – F. Zöllner †, Freiburg

median-verlag
 Hans-Jürgen von Killisch-Horn

25. Jahr/Vol. 25

Juli/August · July/August 1986

Nr./No. 4

	Inhalt	Contents	
	Zum Tode von Fritz Zöllner	Memorial for Fritz Zöllner	114
Ray Wilton	Fortschritte in der Entwicklung der Wandler	Progress in Transducer Development	116
Ernst Lehnhardt Rolf-Dieter Battmer Kazuhiro Nakahodo	Innenohr-Implantat – eine Hilfe für vollständig Ertaubte: Erfahrungen mit dem Clark-Nucleus-Implantat	Cochlear Implant – an Aid for the Total Deaf: Experiences with the Clark-Nucleus Cochlear Implant	138

Zum Tode von Fritz Zöllner



Memorial for Fritz Zöllner

Professor Dr. med. Fritz Zöllner, emeritierter Direktor der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Freiburg/Breisgau und Mitherausgeber dieser Zeitschrift, ist am 21. Februar 1986 im Alter von 84 Jahren verstorben. Das Leben eines großen Arztes, eines bedeutenden Wissenschaftlers und eines großartigen, warmherzigen Menschen ging zu Ende.

Zöllner wurde in Wien geboren, wo er nach dem Besuch des humanistischen Gymnasiums die Reifeprüfung ablegte, das medizinische Staatsexamen und die medizinische Promotion absolvierte. Die erste Assistenzzeit verbrachte er in Wien und in Graz mit der Weiterbildung in Pathologie, Chirurgie und Orthopädie. 1930 begann er seine Assistententätigkeit in der Grazer Hals-Nasen-Ohren-Klinik bei Professor Dr. Johannes Zange, mit dem er nach Jena übersiedelte, als Zange dort den Lehrstuhl für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde erhielt. Hier beschäftigte er sich mit wissenschaftlichen klinischen Themen, aber auch vor allem mit der Funktion der Ohrtrompete. Seine Habilitationsschrift (1934) über die »Widerstandsmessungen an der Ohrtrompete zur Prüfung ihrer Wegsamkeit – Ein neues Verfahren und bisherige Ergebnisse an Ohrgehörigen und Kranken« stellt ein grundlegendes wissenschaftliches Werk dar, das auch heute noch seine Gültigkeit hat.

Nach der oberärztlichen Tätigkeit an der Jenaer Universitäts-Hals-Nasen-Ohren-Klinik und nach Kriegseinsätzen wurde Zöllner 1947 auf den Lehrstuhl für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde in Freiburg/Breisgau

Prof. Dr. med. Fritz Zöllner, emeritus director of the ENT Clinic of the University of Freiburg/Breisgau and co-editor of this Journal, died at the age of 84 on February 21, 1986. The life of an outstanding physician, reputable scientist and wonderful warm-hearted man has come to an end.

Zöllner was born in Vienna where he attended the classical high-school and where he earned his doctor of medicine at the Medical Faculty of Vienna University. While he served his first internship in Vienna and Graz he started specializing in pathology, surgery and orthopedics. In 1930 he continued internship at the ENT clinic of Graz under Prof. Dr. Johannes Zange, whom he accompanied to Jena when Prof. Zange was appointed professor of otorhinolaryngology at Jena University. Here he was concerned with scientific, clinical themes, but above all he devoted his attention to the function of the Eustachian tube. His habilitation (1934) dealt with "Measurements of resistance at the Eustachian tube for the purpose of testing its patency a new procedure and the results obtained in persons with healthy and diseased ears". This publication constituted a fundamental scientific work which has lost nothing of its validity.

Following his activity as a senior physician at the ENT clinic of Jena University and military service during the war, in 1947 he was appointed a full professor for otorhinolaryngology at Freiburg University. With this he succeeded Prof. Dr. Otto Kahler in the directorship of the University ENT clinic at Freiburg/Breisgau. Du-

berufen und trat als Nachfolger von Professor Dr. Otto Kahler das Direktorat der Universitäts-Hals-Nasen-Ohren-Klinik in Freiburg/Breisgau an. Während dieser 23 Jahre seiner Tätigkeit führte er die Freiburger Hals-Nasen-Ohren-Klinik zur weltweiten Bedeutung. Seine mikrochirurgischen Techniken zu hörverbessernden Ohroperationen erlangten so viel weltweite Anerkennung, daß die Freiburger Hals-Nasen-Ohren-Klinik ständigen Besuch von in- und ausländischen Wissenschaftlern und Operateuren erhielt. Auch die Konstruktion neuer Instrumente und eines der ersten Operationsmikroskope für die Ohrchirurgie zeigten seine Genialität. Sein besonderes Augenmerk galt auch der Entwicklung der Audiologie und der audiometrischen Technik. So wurde in seiner Klinik als einer der ersten in Deutschland die Computer-Audiometrie eingeführt. Auf seine intensive Arbeit hin wurde eine Schwerhörigenschule in Waldkirch eingerichtet, der später das große Zentrum für Schwerhörige in Stegen bei Freiburg/Breisgau folgte. Der unter klinischer und wissenschaftlicher Sicht hervorragende Neubau der Freiburger Hals-Nasen-Ohren-Klinik erbrachte eine Fülle neuer wissenschaftlicher Erkenntnisse und Operationsmethoden, die weltweite Anerkennung erhielten.

Unter Zöllners 107 wissenschaftlichen Arbeiten ragen die Publikationen über die mikrochirurgischen Ohroperationen, die Herausgabe von Hand- und Lehrbüchern und die Veröffentlichungen über die neuesten audiologischen Erkenntnisse besonders hervor. Hauptreferate auf den Jahrestagungen der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde zum Thema Hörgeräte-Anpassungen im Jahre 1954 und über Tympanoplastiken im Jahre 1957, die Herausgabe des Handbuches für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde zusammen mit Berendes und Link, einschließlich der Neuauflage des Handbuches im Jahre 1979/80, ergänzen sein wissenschaftliches Werk.

Entsprechend wurden Zöllner umfangreiche Ehrungen zuteil: Ehrenmitgliedschaft der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Präsidiums-Mitglied der International Society of Otolaryngology, Mitglied der Akademie deutscher Naturforscher Leopoldina in Halle, Mitglied des »Collegium Oto-Rhino-Laryngologicum amicitiae sacrum«, Verleihung des Ludwig Haymann Preises 1974, Verleihung der Ehrendoktorwürde der Universität Thessaloniki 1980.

Hand in Hand mit diesem enormen ärztlichen und wissenschaftlichen Leben ging Zöllners Menschlichkeit als Arzt und Lehrer einher. So war er leuchtendes Vorbild für all seine Schüler und Mitarbeiter. Humanität, absolutes Verantwortungsgefühl und eine stets wahrhaftige, integre Verhaltensweise beherrschten den Alltag eines großen Menschen, Wissenschaftlers und Arztes.

Günter Stange, Karlsruhe

ring his activity of 23 years he raised the Freiburg ENT clinic to the level of an institution of worldwide recognition. His microsurgical methods of hearing-enhancing interventions gained repute all over the world, so that the Freiburg ENT clinic became the Mecca of German and foreign scientists and surgeons. His genius manifested itself also in the design of new instruments and of one of the first surgical microscopes for use in ear surgery. His particular attention was devoted to the development of audiology and audiometry. It was in his clinic that computer-assisted audiometry was pioneered in Germany. Upon his energetic initiative a hard-of-hearing school was set up at Waldkirch, which was later followed by the foundation of the large center for the hard-of-hearing at Stegen near Freiburg/Breisgau. The new building of the Freiburg ENT clinic was deemed to be excellent from a clinical and scientific point of view and led to a host of new scientific insights and surgical modalities which received recognition the world over.

Among his 107 scientific papers, particularly those dealing with ear microsurgery, the manuals and textbooks and also his publications on the latest advances in audiology earned him unreserved acclaim. To his scientific attainments must be added the main lectures on hearing-aid fitting he held at the annual meetings of the German Society of Otorhinolaryngology in 1954 and on tympanoplasty in 1957, the editing of the manual of otorhinolaryngology together with Berendes and Link, as well as the re-editing of the manual in 1979/80.

For his accomplishments he was accorded numerous recognitions: Honorary membership of the German Society of Otorhinolaryngology, presidential member of the International Society of Otolaryngology, member of the Academy of German Leopoldina in Halle, associate of the Collegium Oto-Rhino-Laryngologicum amicitiae sacrum, award of the Ludwig Haymann Prize 1974, and an honorary doctor's degree from Thessaloniki University in 1980.

Zöllner's life, which he so fruitfully devoted to science and medicine, was imbued with a sense of humanity in his capacity as physician and teacher. He set a superb example to both his students and his staff. A deep love of people, an absolute sense of responsibility and steadfast integrity dominated the everyday life of this great man, scientist and physician.

Günter Stange, Karlsruhe

Fortschritte in der Entwicklung der Wandler

Ray Wilton

Zusammenfassung In der vorliegenden Arbeit werden die besonderen Anforderungen untersucht, denen Hörgerätemikrophone und Hörer unterliegen und die in Zukunft an sie gestellt werden. Die Konstruktionskriterien und die an Wandler gestellten Leistungserfordernisse werden geprüft, und anhand von Abbildungen wird gezeigt, wie in der Praxis diesen Anforderungen entsprochen wurde und welche Entwicklung sich für die Zukunft anbahnt.

1.0 Einleitung

In den Vereinigten Staaten und Westeuropa benötigen schätzungsweise 8 Prozent der Erwachsenen eine Hörhilfe. Es gibt viele Gesichtspunkte, nach denen dieser Bevölkerungsanteil hinsichtlich Schweregrad und Art des Hörverlustes dargestellt werden kann. Auch der kürzlich von der Hearing Industry Association veröffentlichte Überblick über die Hörgeschädigten in den Vereinigten Staaten hat das allgemeine Verhalten gegenüber einer Hörminderung quantifiziert. Grant-Salmon legte seinem Vortrag anlässlich des SHAA-Symposiums (März 1985) eine hypothetische geographische Verteilung der Hörgeschädigten (Abb. 1) für Brighton, Sussex/England, zugrunde, die nicht unwidersprochen blieb. Diese Arbeit geht auf eine britische, das ganze Land umfassende Untersuchung der Hörge-

1.0 Introduction

In the USA and Western Europe perhaps some 8% of adults require hearing assistance. Many descriptors are used to profile this population in terms of severity and nature of loss. Also the recent Hearing Industry Association survey of the US population has quantified public attitudes to hearing impairment. Perhaps more controversially Grant-Salmon in his presentation to the SHAA Symposium (March 1985) has hypothesised a geographic distribution of the hearing impaired, illustrated in figure 1 for Brighton, Sussex, England. The study is based upon a British national survey of the hearing impaired and the population statistics for the town. It is related to the population of skilled and partly skilled manual workers and also persons over 65 years old.

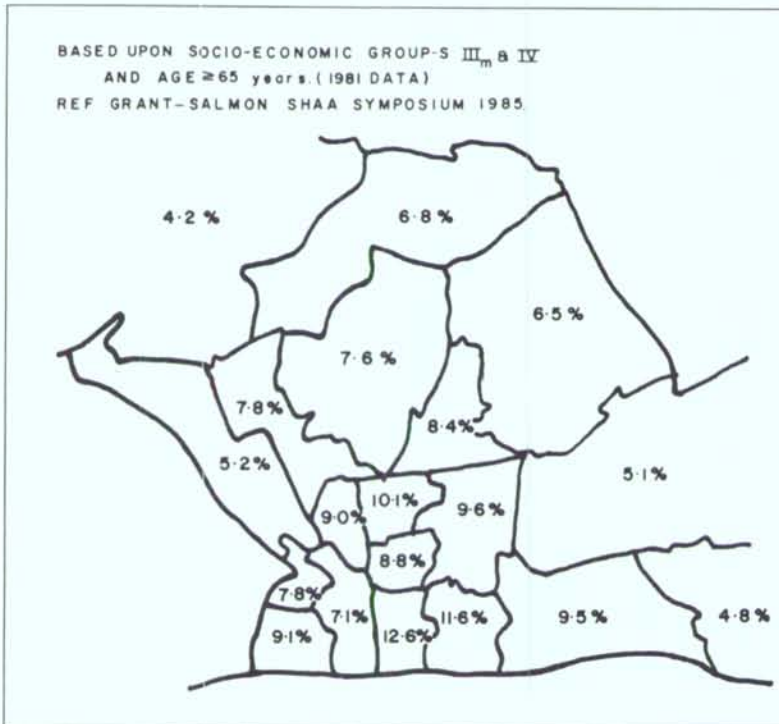


Abbildung 1
Figure 1

Progress in Transducer Development

Summary *This paper considers the particular requirements that have been, and will be, made of hearing aid microphones and receivers. Design criteria and performance needs will be examined, with illustrations to show how these have been met in practice and what indicators there are to the future.*

schädigten und der Bevölkerungsstatistiken für die Stadt zurück. Die Untersuchung bezieht sich auf den Bevölkerungsanteil der gelernten und angelernten Arbeiter sowie auf Personen über 65 Jahre.

Es ist deshalb allgemein möglich festzustellen, wer eine Hörhilfe benötigt. Der Fortschritt auf diesem Gebiet liegt nicht in der Erschließung neuer Märkte, wie es mit anderen technologisch hochentwickelten Erzeugnissen möglich ist, sondern darin, sich besser an die gegebenen Erfordernisse anzupassen. Die Herausforderung an unsere Industrie besteht darin, hinsichtlich Verständlichkeit und bequemere Handhabung den Hörschädigten echte und für sie annehmbare Vorteile zu bringen. Dies läßt sich nur in enger Zusammenarbeit innerhalb der Hörgeräte-Industrie erreichen.

Obgleich das vorliegende Thema von der Warte des Konstrukteurs erörtert wird, sollte dennoch beachtet werden, daß der Fortschritt der Entwicklung der Wandler weitgehend davon abhängt, daß die Industrie den Hörverlust und seine Behandlung richtig versteht.

2.0 Konstruktionskriterien

Verbesserungen, die über verschiedene Generationen von Hörerätewandlern erzielt wurden, können unter vier Gesichtspunkten betrachtet werden:

Leistung
Dauerhaftigkeit
Größe
Kosten

Diese Faktoren bestimmen den Erfolg einer Wandlerkonstruktion.

2.1 Leistung

Über zwei Jahrzehnte hinweg waren wir Zeugen einer ständigen Leistungssteigerung. So zum Beispiel hinsichtlich Wandlerleistung, Bandbreite und Richtwirkung.

a) Ausgangsleistung

Mit für Hinterohrgeräte geeigneten Hörern lassen sich nun mit einem typischen Hörschlauch und einem Volumen von 2 cm³ über 140 dB erreichen (Abb. 2). Der gleiche Wandler und Hörschlauch in Verbindung mit einem Zwislocki-Kuppler (abgeschlossenes Ohr) zeigt, daß man in Wirklichkeit um etwa 5 dB höhere Schall-

Therefore, in general it is possible to identify those who require hearing assistance. Progress of this industry is not through creating new markets, as is possible with other technologically advanced products, but to better suit existing demands. The challenge facing those within the hearing aid industry is to provide real and acceptable benefits to the hard of hearing; in terms of both intelligibility and comfort. This cannot and has not been achieved without close collaboration within the industry.

Therefore although this discussion is from the viewpoint of the designer, please note that progress in transducer development runs hand in hand with the industry's understanding of hearing loss and its treatment.

2.0 Design Criteria

Improvements in successive generations of hearing aid transducers may be considered in terms of four criteria:

Performance
Endurance
Size
Cost

These factors govern the success of a transducer design.

2.1 Performance

Progressively over two decades we have seen improvements in performance. For example, in transducer output, bandwidth, and directionality.

a) Output

Receivers suitable for Behind The Ear aids can now achieve in excess of 140 dB with typical tubing into a 2 cc coupler (figure 2). The same transducer and tubing measured into the Zwislocki occluded ear simulator shows that in reality that we should expect some 5 dB higher sound pressure levels (figure 3); alternative tubing can achieve even more. High power post-aural aids have now replaced many body worn aids. These place special requirements upon the hearing aid designer and the dispenser since under extreme conditions of feedback it may be possible to achieve sound pressure levels in excess of 160 dB at the ear drum.

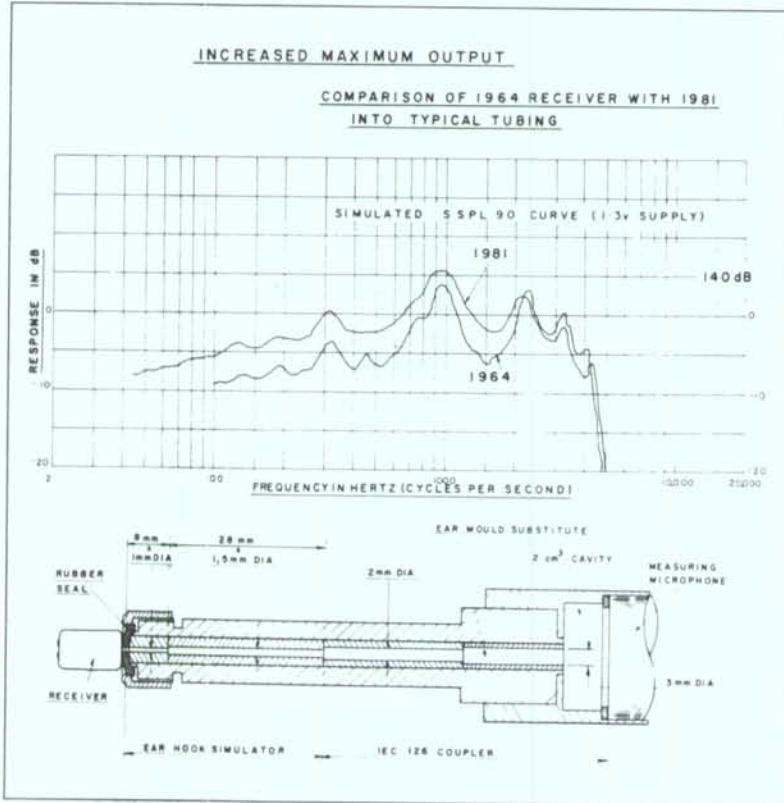


Abbildung 2
Figure 2

druckpegel erwarten sollte (Abb. 3); eine andere zur Wahl stehende Schlauchverbindung kann die Leistung sogar noch steigern. Heute haben hochleistungsfähige Hinter-Ohr-Geräte viele Taschen Hörgeräte verdrängt. Diese stellen an den Hörgerätekonstrukteur und Hörgeräte-Akustiker besondere Anforderungen, da unter extremen Rückkopplungsbedingungen Schalldruckpegel von über 160 dB am Trommelfell erreichbar sind.

b) Bandbreite

Sofern mit geeigneten Hörschläuchen ausgestattet, können moderne Hörer mühelos Bandbreiten von über 6 kHz (Abb. 4) erreichen, bei besonderer Sorgfalt sogar eine weitere Oktave über diesen Wert hinaus. Libby und Killian trugen mit ihren Arbeiten beträchtlich dazu bei.

Die technischen Veränderungen, die zur Verbesserung der Bandbreite und Leistung der Hörer beitrugen, hingen mit der Membrane und dem »Motor« zusammen. Eine Verbundmetallfolie und ein Aufbau von Plastikfilmen traten anstelle der ganz aus Aluminium beste-

b) Bandwidth

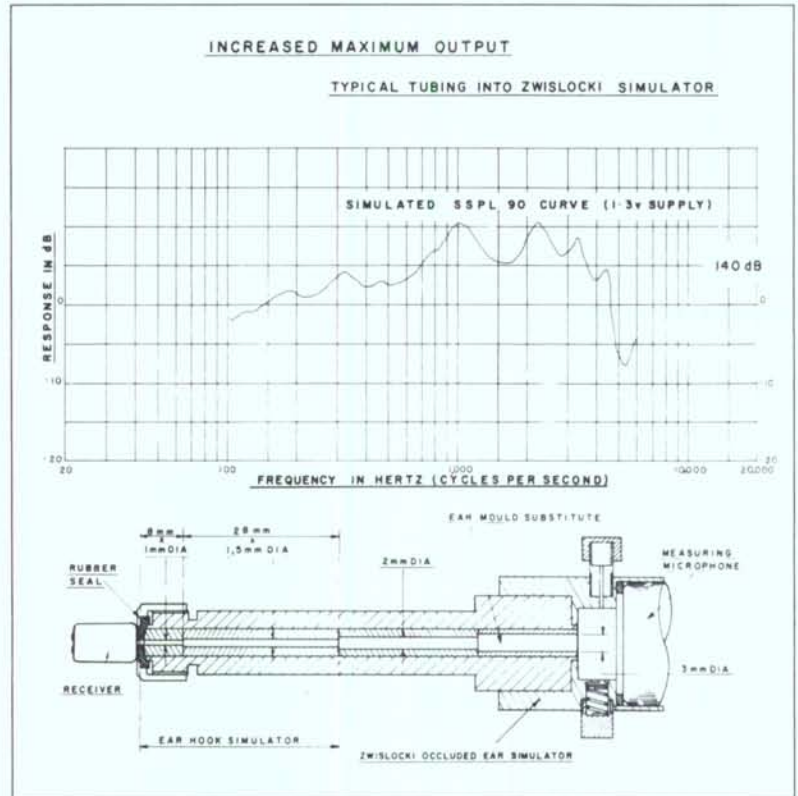
Modern receivers, when used with suitable tubing can readily achieve bandwidths in excess of 6 kHz (figure 4), and with special care a further octave beyond this. Libby and Killian have done much work in this respect.

The technical changes that have contributed to improvements in receiver bandwidth and output have been associated with the diaphragm and the "motor". Composite metal foil and plastic film structures have replaced the all aluminium diaphragm designs. For "motors", figure 5 illustrates the change from parallel to series magnet assembly, this has enabled more efficient magnetic circuits and assembly technology.

c) Directionality

A further performance improvement has been in directionality of post-aural aids. Figure 6 shows the polar response of an omni-directional and a directional microphone in free field. The benefit to the user is illustrated where the microphones are in aids mounted on

Abbildung 3
Figure 3



henden Membranen. Hinsichtlich der »Motoren« (Abb. 5) erfolgte der Wandel von parallel geschalteten zu hintereinander geschalteten Magnetanordnungen, wodurch leistungsfähigere Magnetkreise und Montageverfahren eingesetzt werden konnten.

c) Richtwirkung

Eine weitere Leistungssteigerung wurde bei Hinter-Ohr-Geräten über die Richtwirkung herbeigeführt. Abb. 6 zeigt die polare Wiedergabe eines ungerichteten und eines gerichteten Mikrophons im freien Schallfeld. Der Vorteil für den Benutzer wird dort augenfällig, wo die Mikrophone in auf einer Meßpuppe angeordneten Hörgeräten untergebracht sind. Das Diagramm zeigt, daß das ungerichtete Mikrophon gegenüber von vorn oder von hinten eintreffendem Schall gleichermaßen empfindlich ist, während das Richtmikrophon am besten auf Schall unter einem Einfallswinkel von 45° anspricht; eine beidohrige Versorgung gestattet die Aufnahme des von vorn eintreffenden Schalls. Richtmikrophone in Hinter-Ohr-Geräten können dem Benüt-

a manikin. The diagram shows that the omni-directional microphone is equally sensitive to sounds from both the front and the rear, whilst the directional microphone is most sensitive to the 45° direction; a binaural fitting allows "straight ahead" sensitivity. Directional microphones in BTE aids can provide the user with better discrimination against background acoustic noise, particularly in crowded rooms.

A simple diagram of the directional microphone is shown in figure 7. The unique feature of its operation is achieved through two equal time delays a) built into the back port and b) due to time taken to go from one port to the other through air. These delays are such that sound from the front causes an acoustic pressure gradient between front and back of the diaphragm and it moves, (note that sound reaching the back of the diaphragm is delayed twice). Sound from the rear is delayed equally through the tube spacing and acoustic network, equal pressures are created either side of the diaphragm and it does not move. We therefore achieve the cardioid response of figure 6.

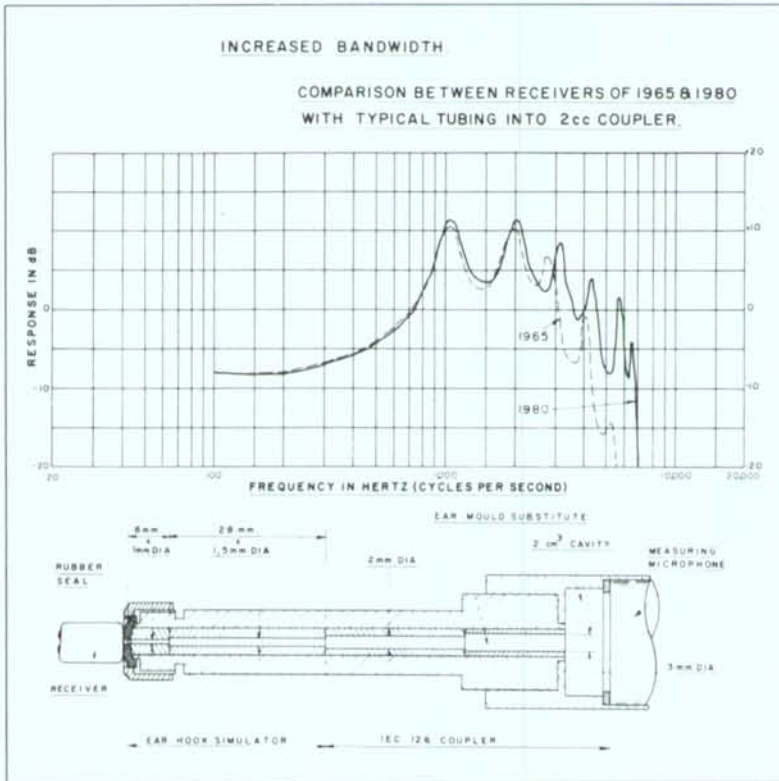


Abbildung 4
Figure 4

zer eine bessere Unterscheidung gegenüber Hintergrundgeräuschen, vor allem in dicht mit Menschen gefüllten Räumen, bieten.

Eine einfache Darstellung eines Richtmikrophons ist in Abb. 7 zu sehen. Ein besonderes Merkmal seiner Wirkungsweise besteht darin, daß zwei gleiche Zeitverzögerungen vorgesehen sind: a) eine Verzögerung in der hinteren Öffnung und b) eine Verzögerung aufgrund des Zeitaufwandes, der benötigt wird, um über Luftleitung von einer Öffnung zur anderen zu gelangen. Diese Verzögerungen werden dadurch wirksam, daß von vorne kommender Schall einen akustischen Druckabfall zwischen der Vorderseite und der Rückseite der Membrane verursacht und diese bewegt (es ist zu beachten, daß der Schall, der die Rückseite der Membrane erreicht, zweimal verzögert wird). Von rückwärts eintreffender Schall wird in gleicher Weise durch den Schlauchabstand und die akustische Siebschaltung verzögert; sofern auf beiden Seiten der Membrane ein gleicher Druck entsteht, wird diese nicht bewegt. Auf diese Weise erreicht man die kardiode Wiedergabe laut Abb. 6.

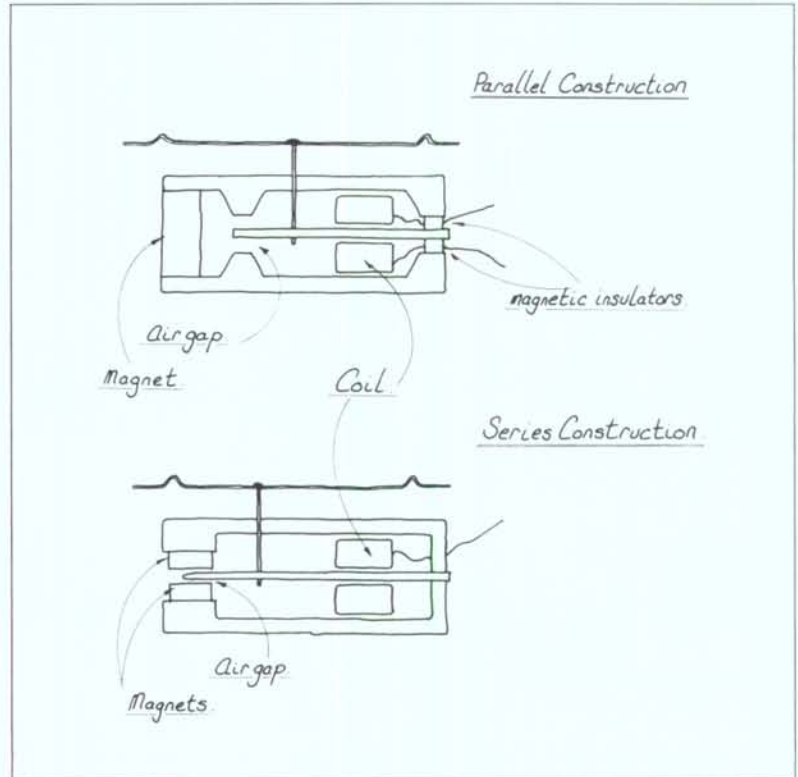
Such transducers broaden the range of available hearing instruments to better fit more impairments. Progress in transducer acoustic performance has been assisted by improved instrumentation and testing which more precisely define the objective requirements of the hard of hearing.

Until perhaps eight years ago the usual method of measuring the acoustic performance of a hearing aid was to place it in a sound-proofed box with a loudspeaker; then measure its output into a 2 cc cavity which represented the human ear. This method although adequate for production testing of aids (and indeed is still used) is not sufficient to determine its performance on a human listener. Various correction factors were necessary to fit the manufacturer's response curve to the measured hearing loss.

The reason is in two basic difficulties:

1. The ear cannot be represented by a simple 2 cc cavity.
2. This test does not allow for acoustic effects of the

Abbildung 5
Figure 5



Solche Wandler erweitern den Bereich der verfügbaren Hörgeräte, so daß mehr Hörbehinderungen besser versorgt werden können.

Die Steigerung der akustischen Wandlerleistung wurde durch den Einsatz besserer Geräte und Prüfverfahren gefördert, da mit ihnen die objektiven Erfordernisse der Hörgeschädigten genauer festgelegt werden konnten.

Bis vor etwa 8 Jahren war es üblich, die akustische Leistung eines Hörgerätes dadurch zu messen, daß man es in eine schalldichte Kabine mit einem Lautsprecher gab; anschließend wurde seine Ausgangsleistung in einem 2 cm³-Hohlraum, der das menschliche Ohr darstellte, gemessen. Obgleich dieses Verfahren für Qualitätsprüfungen in der Fertigung ausreichte (es wird auch heute noch verwendet), so genügt diese Methode nicht, um die Hörgeräteleistung am Ohr selbst festzustellen. Es bedurfte verschiedener Korrekturfaktoren, um die vom Hersteller festgestellte Wiedergabekurve dem gemessenen Hörverlust anzupassen.

Es gibt dafür zwei grundlegende Schwierigkeiten:

torso, pinna and ear canal, these significantly modify the hearing aid response when worn by a person.

The manikin KEMAR and the Zwislocki occluded ear simulator have been designed to assist in the measurement of real gain of the hearing instrument (figure 9).

Advanced hearing aid designs today are proven under conditions that acoustically represent the typical adult. New receivers are designed to acoustically compensate for the presence of the ear mould. Optimum microphone positions can be determined.

New industry standards enable realistic comparisons of acoustic response through such advances in testing.

Today all new microphones and receivers are more closely specified in terms of frequency response. Each new generation places additional demands upon design and testing instrumentation.

Advances in battery design and electronics have equally contributed to sophistication in hearing aid performance. Nevertheless we are aware that this is a small part of the problem in improving the perceived benefit of the hearing aid.

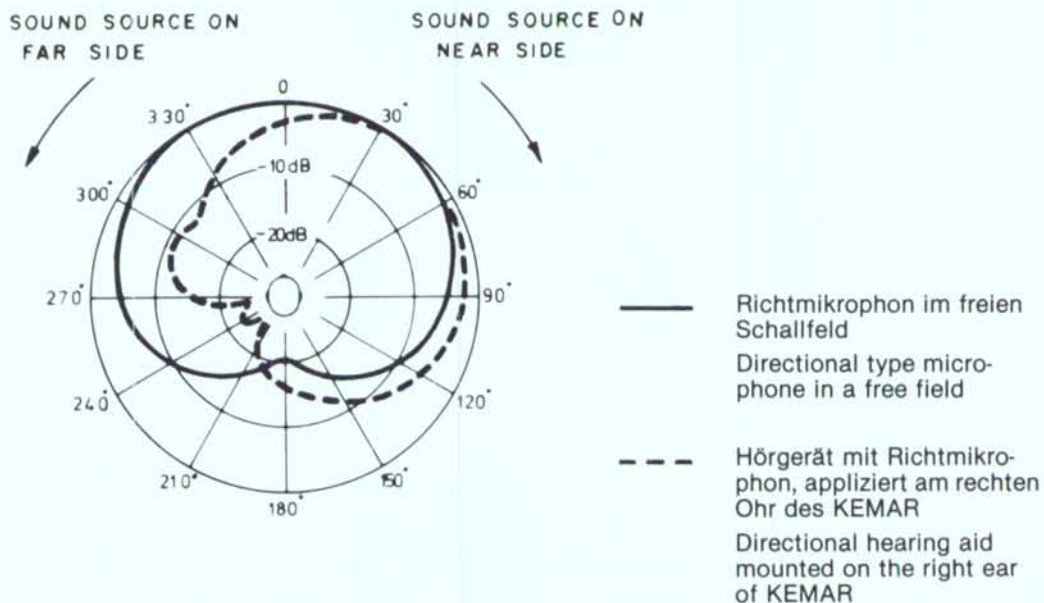
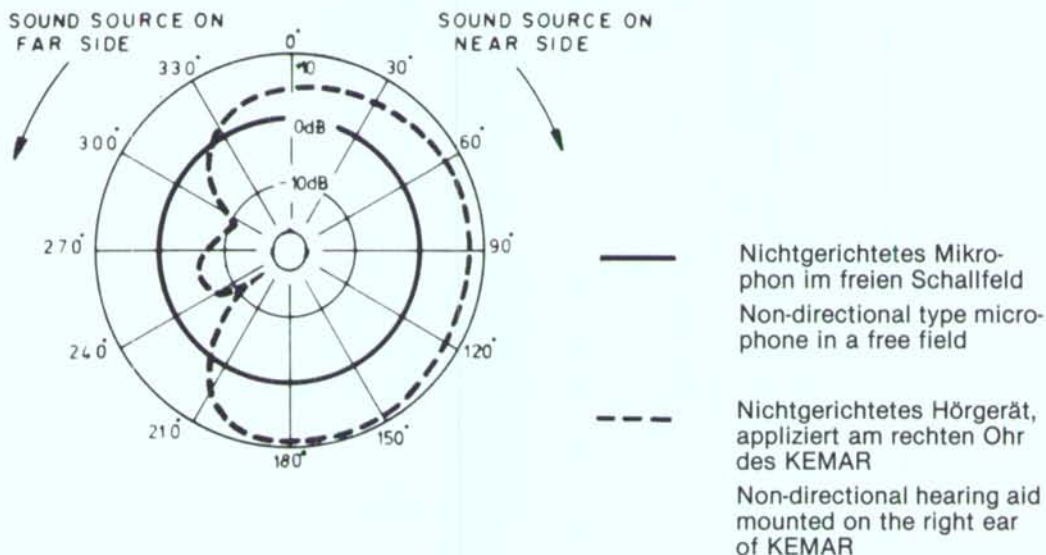


Abbildung 6

Figure 6

1. Ein einfacher 2 cm³-Hohlraum kann das menschliche Ohr nicht vollwertig nachahmen.

2. Diese Prüfung läßt die akustischen Effekte des Torus, der Ohrmuschel und des Gehörgangs unberücksichtigt, obwohl sie die Wiedergabe des Hörgeräts am Ohr wesentlich verändern.

Die KEMAR-Meßpuppe und der Zwislocki-Ohrsimulator wurden so konstruiert, daß sie zur Messung der echten Verstärkung durch das Hörgerät beitragen (Abb. 9).

Fortschrittliche Hörgerätekonstruktionen werden heutzutage unter Bedingungen geprüft, die akustisch das typische Umfeld eines Erwachsenen darstellen. Es werden neue Hörer konstruiert, um akustisch einen Ausgleich für das vorhandene Ohrpaßstück herbeizuführen. Optimale Mikrofonstellungen können festgelegt werden.

Neue Industrienormen ermöglichen realistische Vergleiche der akustischen Wiedergabe durch solche Fortschritte in den Prüfverfahren.

Heute werden alle neuen Mikrophone und Hörer hinsichtlich ihrer Frequenzwiedergabe genau spezifiziert. Jede neue Generation stellt an die Konstruktion und an die Meßausrüstungen zusätzliche Anforderungen.

Acceptance of a hearing aid is strongly affected by unmeasurable subjective criteria. Such as the "smoothness" of the sound; the "clarity" and the "comfort". KEMAR can be used to measure the smoothness of the transducer output but it cannot respond to the benefit. The industry acknowledges the fact that the aid with the best technical specification does not necessarily provide the ideal fitting. Psychoacoustic factors should be considered in the next generation of aids.

2.2 Endurance

The design of the transducer must be robust. It must satisfy the requirements of both the hearing aid designer and the end user in terms of consistency of performance under stringent assembly and operating conditions.

New demands with smaller and higher power aids are for reduced acoustic, magnetic and mechanical feedback, all of which affect the design criteria of the transducer.

The end user expects high reliability. Transducers which may be made and sold in thousands are built into aids that are worn by individuals for perhaps 16 hours a day; quality assurance procedures are necessarily strict.

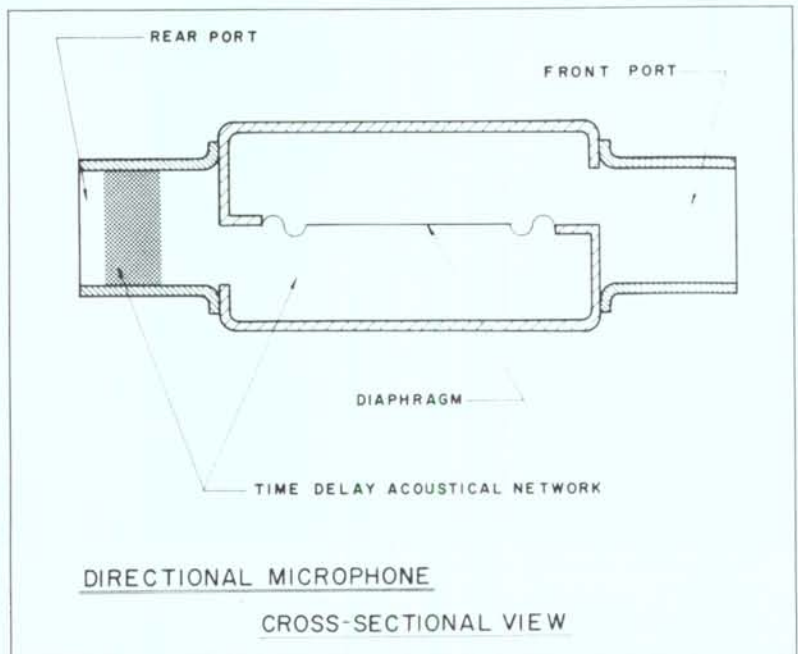


Abbildung 7
Figure 7

Fortschritte in der Batteriekonstruktion und in der Elektronik haben gleichfalls zur Verbesserung der Hörgeräteleistung beigetragen. Wir sind uns allerdings bewußt, daß eine Verbesserung des Empfangs durch die Hörhilfe nur den geringeren Teil des Problems darstellt.

Die positive Einstellung zu einer Hörhilfe wird nachhaltig von nicht meßbaren subjektiven Gesichtspunkten bestimmt. Zum Beispiel die »Weichheit« des Schalls, die »Klarheit des Tones« und der »angenehme Empfang«. Die Meßpuppe KEMAR kann dazu verwendet werden, um die »Glätte« der Wandlerleistung zu messen, nicht aber den Nutzen für den Hörgerätebenutzer. Die Industrie bestätigt die Tatsache, daß die Hörhilfe mit der besten technischen Spezifikation nicht notgedrungen die ideale Versorgung verschafft. Psychoakustische Faktoren sollten bei der nächsten Hörergeneration ebenfalls berücksichtigt werden.

2.2 Widerstandsfähigkeit

Die Wandlerkonstruktion muß robust sein. Sie muß den Anforderungen genügen, die sowohl der Hörgerätekonstrukteur als auch der Benutzer an sie stellt: eine gleichbleibend hohe Leistung unter harten Montage- und Betriebsbedingungen.

Neue Erfordernisse, die an kleinere und leistungsstärkere Hörgeräte gestellt werden, beinhalten eine herabgesetzte akustische, magnetische und mechanische Rückkopplung. Alle diese Anforderungen beeinträchtigen die für den Wandler geltenden Konstruktionskriterien.

Der Hörgerätebenutzer erwartet eine hohe Zuverlässigkeit. Wandler, die man zu Tausenden herstellt und verkauft, werden in Hörgeräte eingebaut, die von den Benutzern vielleicht 16 Stunden am Tag getragen werden. Die Verfahren zur Qualitätssicherung müssen notgedrungen anspruchsvoll sein.

Neue Werkstoffe, kleinere Bauteile und verschärfte Betriebsbedingungen müssen hierbei berücksichtigt werden.

Die mit Wandlerausfällen gewonnenen Erfahrungen haben die Notwendigkeit anspruchsvoller Umwelterprobungen in den Vordergrund gerückt.

- (A) Bei der Konstruktion ist zu berücksichtigen, daß die Einflüsse biologischer Wirkstoffe ausgeschaltet werden. Schwefelkorrosion kann zunehmend Schwierigkeiten bereiten, sofern eine Verringerung der Abmessungen sehr kleine Durchmesser des Kupferdrahts im Hörer erfordert.
- (B) Um die Leistung eines Hörgerätes für seine Lebensdauer voraussagen zu können, unterwirft man neue Wandlermaterialien einem beschleunigten



Abbildung 8

Figure 8

New materials, smaller components and harsher operating conditions must be taken into consideration.

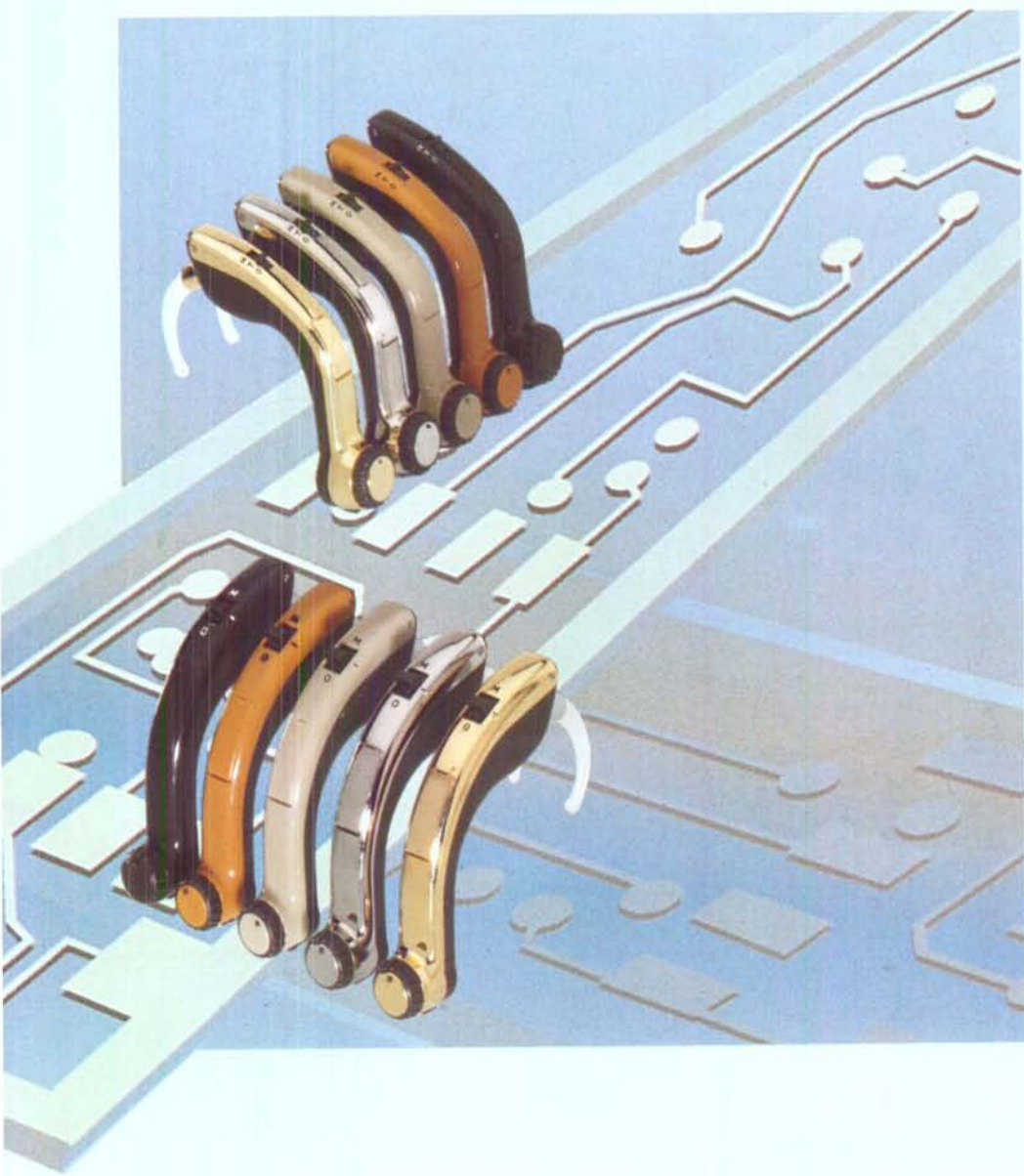
Experience of the failure mechanisms of transducers in service have highlighted the need for stringent environmental testing.

For example:

- (A) Special consideration in design is required to counteract the effects of biological agents. Sulphur corrosion can be an increasing problem when reduction in size requires very small diameter copper wire within the receiver.
- (B) To predict performance over the life of an aid new transducer materials are subjected to a 1000 hour accelerated life test at 63° Celsius/95% relative humidity. This is particularly important if hearing aids are to remain reliable in world-wide operating conditions.

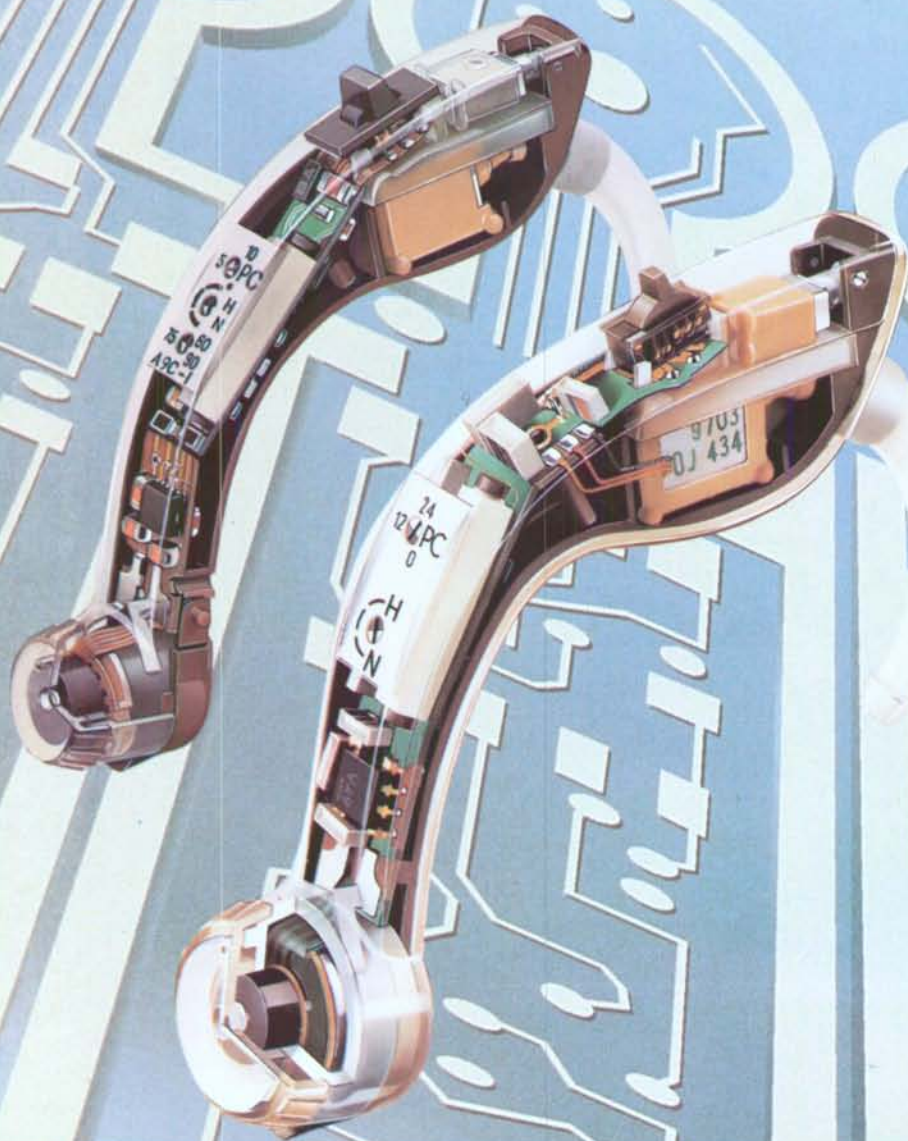
SIEMENS

STRATOS



Das STRATOS-Familien-Konzept

Innovation ist ein Prozeß,
der nach Optimierung
strebt.
Deshalb hat Siemens die
STRATOS-Familie
erweitert.



Die leistungsstarken
PUSH-PULL-Geräte

Die neuen in der
STRATOS-Familie

Hörgeräte,
die nicht wie Hörgeräte
aussehen



STRATOS 104 PP
STRATOS 104 D-PP



STRATOS 102 AGC-I
STRATOS 102 D-AGC-I
STRATOS 103 F
STRATOS 106 H-AGC

- Das STRATOS-Design ist gleich geblieben. Nur die Innenkontur wurde optimiert.
- Der Lautstärkesteller ist entsprechend der 13er Batterie verkleinert.
- Der O-T-M-Schalter ist wesentlich griffiger und dadurch leichter bedienbar.



stuttgart design86



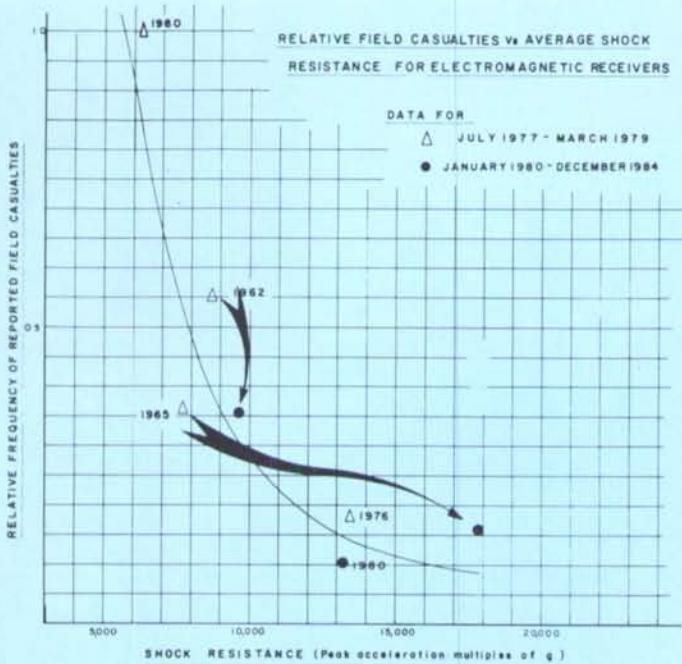
Prädikat
Die gute Industrieform

Anlässlich der Hannover Messe 1986 wurde STRATOS von einer internationalen Jury mit dem Prädikat if die gute Industrieform – ausgezeichnet.

Vom Design-Center Stuttgart des Landesgewerbeamtes Baden-Württemberg wurde STRATOS durch die Aufnahme in die Deutsche Auswahl 1986 ausgezeichnet.

Siemens AG
Bereich Medizinische Technik
Geschäftsgebiet
Audiologische Technik
8520 Erlangen, Gebbertstraße 125

Abbildung 9
Figure 9



Lebensdauertest von 1 000 Stunden bei 63° C und einer relativen Luftfeuchtigkeit von 95 Prozent. Dies ist besonders bedeutsam, wenn Hörgeräte unter den verschiedensten Betriebsbedingungen auf der ganzen Welt zuverlässig funktionieren sollen.

- (C) Die Forderung nach Stoßfestigkeit ist ebenso wichtig und selbstverständlich.

Abb. 9 zeigt, in welchem Ausmaß Verbesserungen erzielt wurden. Die vertikale Achse stellt die gemeldeten Ausfälle der im Einsatz befindlichen Wandler (gleich welcher Ursache) der 1960er Generation dar. Das Datum an jedem Punkt bedeutet den Zeitpunkt der Einführung auf dem Markt. Bei den folgenden Generationen kann man immer weniger Rücksendungen feststellen. Die waagrechte Achse stellt einen Überlebenspunkt dar, der in Vielfachen von g (Beschleunigung durch Schwerkraft) gemessen wird. Diese Werte erhält man, wenn man den Wandler aus zunehmender Höhe auf eine Stahlfeder fallen läßt, was einen Rückprall in 100 Mikrosekunden auslöst. Die nachfolgenden Wandlergenerationen zeichnen sich durch eine verbesserte Stoßfestigkeit aus.

- (C) Shock resistance is an important and obvious consideration.

Figure 9 indicates the extent to which improvements have been made. The vertical axis represents reported receiver field casualties (for all reasons) relative to a transducer family available in 1960. The date at each point is the date of introduction to the market. We see progressively fewer returns with succeeding generations. The base axis is the survival point measured in multiples of g (the acceleration due to gravity). These values are obtained by dropping the transducer from increasing heights onto a steel spring which will cause it to recoil in 100 microseconds. Successive generations of transducers show improved shock performance.

The strong relationship between reduction in field casualties and improved shock performance is evident.

If we further compare observations of 1977/79 data with 1980/84 we notice that improvement in production expertise has reduced field casualties for the product introduced in 1962 for no increase in shock resistance. Improvement in design for a

Der enge Zusammenhang zwischen den abnehmenden Ausfällen im Betrieb und der verbesserten Stoßfestigkeit liegt klar auf der Hand.

Wenn man ferner Daten aus den Jahren 1977/79 mit Angaben aus 1980/84 vergleicht, stellt man eine verbesserte Sachkenntnis in der Fertigung fest, die die Ausfälle im Betrieb bei Erzeugnissen verringert hat, die 1962 ohne erhöhte Stoßfestigkeit auf den Markt gebracht wurden. Verbesserungen in der Konstruktion bei im Jahre 1965 eingeführten Hörern führten zu einer beträchtlichen Erhöhung der Stoßfestigkeit, aber die Erfahrung mit in Betrieb befindlichen Geräten hat gezeigt, daß mehr Ausfälle eintraten, als man nach der empirischen Trendkurve hätte erwarten dürfen. Dies wird damit erklärt, daß die verbesserte Stoßfestigkeit durch weniger geschützte Konstruktionen der Im-Ohr-Geräte wieder wettgemacht wird, wenn man sie mit Hinter-Ohr-Geräten vergleicht.

Die moderne Technologie hat die durch Stoß herbeigeführten Mikrophonausfälle beseitigt. Die Fortschritte in der Elektronik haben sowohl die Schaltung als auch die damit zusammenhängende Verstärkungsregelung, Schalter usw. umwälzend verbessert. Allerdings haben wir auch gesehen, daß die Betriebsbedingungen immer härter werden. Obgleich elektromagnetische Hörer eine ständig verbesserte Zuverlässigkeit unter Beweis stellen, müssen dennoch weitere Fortschritte angestrebt werden.

2.3 Abmessungen

Über zwei Jahrzehnte hinweg mußte sich die Hörgeräte-Industrie mit der wichtigen Forderung nach Unauffälligkeit der Hörhilfe, d. h. nach Miniaturisierung, auseinandersetzen. Dies erfordert, daß der Wandler, die Batterie, der Verstärkungsregler usw. in ihren Abmessungen verkleinert werden müssen.

Die Hinter-Ohr-Geräte haben indessen die Taschengeräte verdrängt. Andererseits müssen viele Hinter-Ohr-Geräte allmählich den Im-Ohr-Geräten weichen. Die Miniaturisierung des Mikrophons hat zu diesem Fortschritt beigetragen. Dies ist aus Abb. 10 zu ersehen. Es ist zu beachten, daß die vertikale Skala logarithmisch ist.

Man kann sehen, daß das physikalische Volumen des Mikrophons allmählich von 5000 mm³ im Jahre 1953 auf weniger als 30 mm³ im Jahre 1985 verringert wurde. Dies entspricht einer Verkleinerung um den Faktor 160.

Der ständige Fortschritt von der magnetischen zur piezo-elektrischen Technik bis hin zum Electret ist augenfällig. Die verbesserte Stoßfestigkeit und das ver-

family of receivers introduced in 1965 greatly increases shock resistance but field experience has shown more casualties than would be expected from the empirical trend line. The interpretation is that the improvement in shock resistance has been off-set by the less protective constructions necessary for in-the-ear hearing aids when compared to those possible in the behind-the-ear types.

New technology has eliminated shock casualties due to microphones; advances in electronics have dramatically improved both the circuit and associated volume control, switches, etc. Yet as we have seen the operating conditions become harsher. Therefore although electromagnetic receivers continue to demonstrate improved reliability further advances are necessary.

2.3 Size

For two decades, one of the major requirements for the hearing aid industry has been the miniaturisation of the aid so that it becomes less obtrusive. This in turn demands the miniaturisation of the transducer, battery, volume control etc.

Today behind-the-ear aids have replaced body-aids. In-the-ear aids are gradually replacing many of the behind-the-ear designs. Microphone miniaturisation has contributed to such progress. This is illustrated in figure 10; note that the vertical scale is logarithmic.

It can be seen that the physical volume of the microphone has been progressively reduced from 5000 cubic millimetres in 1953 to less than 30 cubic millimetres in 1985. That is a reduction of 160 times.

The steady progression from magnetic, to piezoelectric, to electret technology is evident. Improved shock and vibration characteristics of the electret account for the relatively rapid demise of piezoelectric technology.

Similar size reductions are evident for receivers, but they still use electromagnetic technology. The reason is one of efficiency; the receiver diaphragm must move a comparatively high volume of air to generate the necessary sound levels. Size reduction has been achieved through less obvious advances in materials and manufacturing technology.

The requirements for reduction in size of the hearing aid has prompted other developments:

a) Incorporation of electronics within the microphone. Since the introduction of electret technology, microphones have incorporated simple circuitry. Recently, a hearing aid microphone has been designed with an in-built power supply regulator.

b) Smaller hearing aid designs can also be achieved by shaping the frequency response acoustically rather

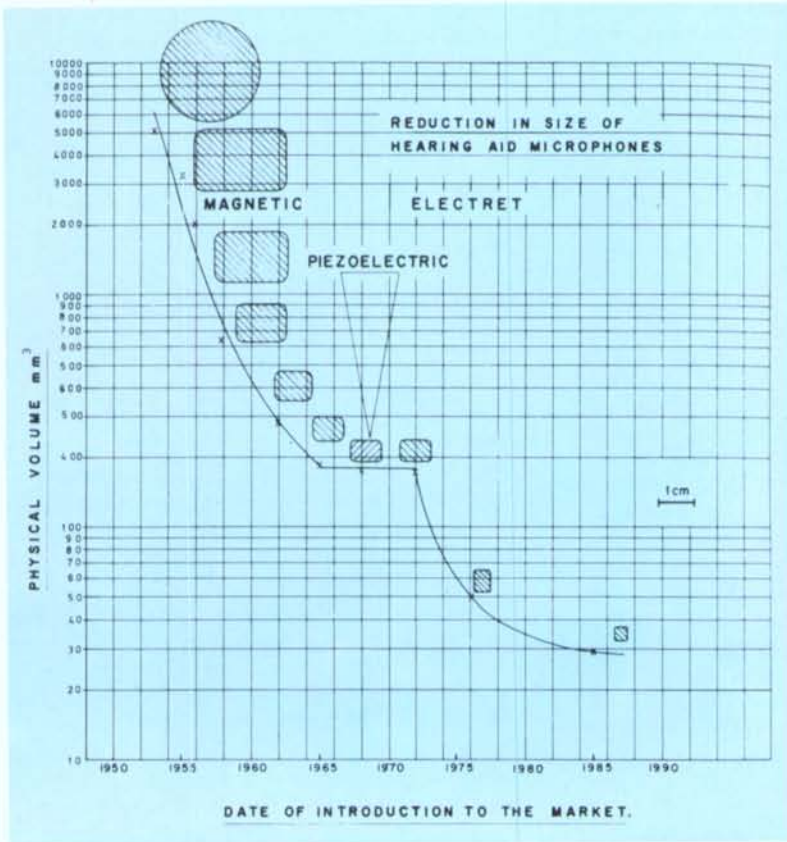


Abbildung 10
Figure 10

vollkommnete Schwingungsverhalten der Electret-Geräte sind für die verhältnismäßig schnelle Abwendung von der piezoelektrischen Technologie verantwortlich. Ähnliche Verringerungen der Abmessungen vollzogen sich bei den Hörern, obgleich hierbei noch immer die elektromagnetische Technologie verwendet wird. Dies liegt in der Leistungsfähigkeit begründet: Die Hörermembrane muß ein vergleichsweise hohes Luftvolumen in Bewegung setzen, um die erforderlichen Schallpegel zu erzeugen. Eine Verringerung der Abmessungen wurde durch weniger auffällige Fortschritte in der Werkstoffwissenschaft und in der Fertigungstechnik erzielt.

Die Forderung nach verkleinerten Hörgeräte-Abmessungen führte zu anderen Entwicklungen:

a) Einbau der Elektronik in das Mikrophon. Seit der Einführung der Electrets enthielten Mikrophone einfache Schaltungen. Vor kurzem wurde ein Hörgerätemi-

than elektronisch. We can see this with the new Stepped Response microphone.

Perhaps 25 % of the hearing impaired population have an audiogram which at low frequencies is close enough to normal not to require amplification but shows a fairly sharp loss at higher frequencies (figure 11). A suitable aid would require a sharp reduction in sensitivity at low frequencies to avoid over amplification. This is achieved acoustically in postaural hearing aids by use of the ski-slope microphone (figure 12).

The low frequency sound components are then restored to normal levels by using a suitable vent in the ear mould. For in-the-ear hearing aids the use of a large vent in close proximity to the microphone sound inlet causes acoustical problems.

When using a smaller vent, (only that required to provide comfort), the low frequency components can be

**High-Tech in perfekter
Mini-Verpackung.**

Amstein-Pieren BSW 273



colibri

bernafon
SWISS-MADE

Mit modernsten Micropräzisionsrobotern ist es gelungen, in dieses kleine, leichte, der Natur nachgeformte bernafon-Gerät die aktuell besten Hörgeräte-Komponenten einzubauen.

Integriert: der Push-Pull-Verstärker.

Integriert: **pc+c** Das patentierte PC+C-System begrenzt bei einem Pegelsprung des Eingangsschalldruckes sofort die Signalspitzen ohne sie zu beschneiden. Dadurch werden Verzerrungen um 70 % und mehr reduziert.

Integriert: das bernafon-Trimmersystem für vier Einstellfunktionen.

Das ist High-Tech. Und die Mini-Verpackung ist im neuen Color-Mix-System konzipiert. Perfekt.

**Im Colibri ist alles,
was das Ohr begehrt.**



Vertretung Deutschland:
micro-technic
Albstadtweg 6
7000 Stuttgart 80
Telefon 0711 78 00 643

Gfeller AG
bernafon-Hörgeräte
CH-3175 Flumatt (Schweiz)
Telefon 031 94 03 63
Telex 911 717 gagf ch
Telefax 031 94 19 63

Colibri-Ei. Länge 12-13 mm, ϕ 8-8,5 mm, Brutzeit 16 Tage, 2 Eier pro Brut.

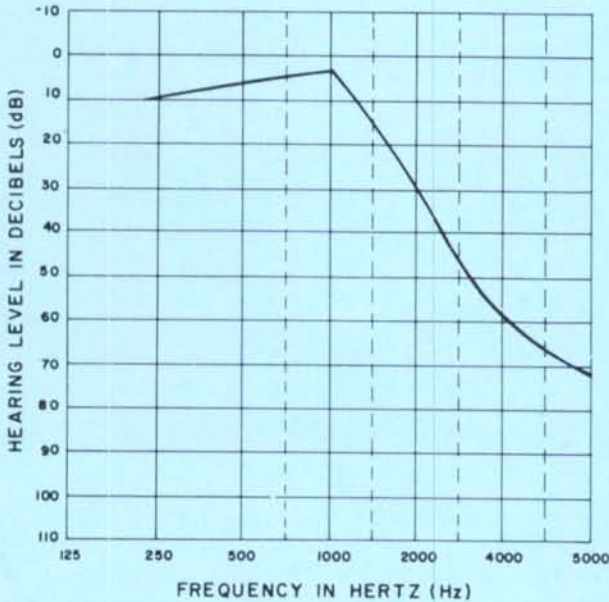


Abbildung 11
Figure 11

krophon konstruiert, das einen eingebauten Leistungsregler enthält.

b) Verringerte Hörgeräte-Abmessungen lassen sich auch dadurch erzielen, daß die Wiedergabekurve akustisch und nicht elektronisch geformt wird. Wir können dies bei den neuen Mikrophonen mit abgestufter Wiedergabe verfolgen.

Etwa 25 Prozent der Hörbehinderten in der Bevölkerung haben ein Audiogramm, das bei niedrigen Frequenzen so nahe an normale Werte herankommt, daß keine Verstärkung benötigt wird, obgleich bei höheren Frequenzen ein recht beträchtlicher Abfall eintritt (Abb. 11). Hier würde sich ein Hörgerät empfehlen, das bei niedrigen Frequenzen eine starke Herabsetzung der Empfindlichkeit herbeiführt, um eine übermäßige Verstärkung zu vermeiden. Dies läßt sich bei Hinter-Ohr-Geräten akustisch durch Verwendung eines Mikrophons mit Steilabfall bewerkstelligen (Abb. 12).

Die niederfrequenten Schallanteile werden durch Ohrpaßstücke mit geeigneten Bohrungen auf normale Pegel gebracht. Bei Im-Ohr-Geräten verursacht jedoch eine große Bohrung in unmittelbarer Nähe zur Schalleintrittsöffnung am Mikrophon akustische Probleme.

restored to an appropriate level by electrical or by acoustical means.

This step when provided in the response shape of the microphone is less space consuming than the equivalent low frequency electrical circuits. Extensive use of this approach is now evident in the United States.

2.4 Cost

The final design criteria is one of cost. That is:

- Investment cost
- Research and Development costs
- Component costs
- Inspection costs

The previously discussed parameters, i.e. performance, reliability and size have shown asymptotic trends, that means additional improvements become more difficult to achieve. Research and development effort and therefore cost must increase. Mechanical tolerances in the 1960's were typically 25 micron. Today we control certain dimensions to accuracies smaller than 5 micron, this increases the cost of tooling and prototype evaluation.

Wird eine kleinere Bohrung vorgesehen (lediglich um das Hören angenehmer zu gestalten), können die niederfrequenten Anteile elektrisch oder akustisch auf einen geeigneten Pegel angehoben werden.

Wird diese Maßnahme über die Wiedergabekurve des Mikrophons verwirklicht, ist weniger Raum erforderlich, als wenn äquivalente niederfrequente elektrische Schaltkreise verwendet werden. Diese Lösung hat sich weitgehend in den Vereinigten Staaten durchgesetzt.

2.4 Kosten

Das letzte Konstruktionskriterium ist an die Kosten gebunden, d. h.:

- a) Kosten für Investitionen
- b) Aufwand für Forschung und Entwicklung
- c) Kosten der Bauteile
- d) Überprüfungs-kosten

Die vorher erörterten Parameter, wie Leistung, Zuverlässigkeit und Abmessungen, zeigten einen asymptotischen Verlauf, d. h. jede zusätzliche Verbesserung wird zunehmend schwieriger. Folglich müssen die Anstrengungen in Forschung und Entwicklung erhöht werden.

Assembly costs must be minimized to offset such overheads. This has been achieved through increased mechanisation and a reduction in the number of components. As figure 13 illustrates, modern designs use fewer but multifunction components. Such simplified assembly technology relies strongly upon sophisticated component manufacture.

3.0 Conclusions

This paper has presented some of the technological changes which have occurred over the last 20-30 years thereby demonstrating the challenge facing the transducer designer. Size has been the major consideration for the past decade but now one must wonder how much smaller it is really necessary to go. That is a question for the manufacturers who face the equally challenging task of improving acoustic and electrical performance within smaller and smaller aids.

Advances have been achieved not only in performance but in reliability. This is maintained through shock testing and the 1000 hours environmental test. Component manufacture and assembly technology have maintained transducer prices despite increasing research and development costs.

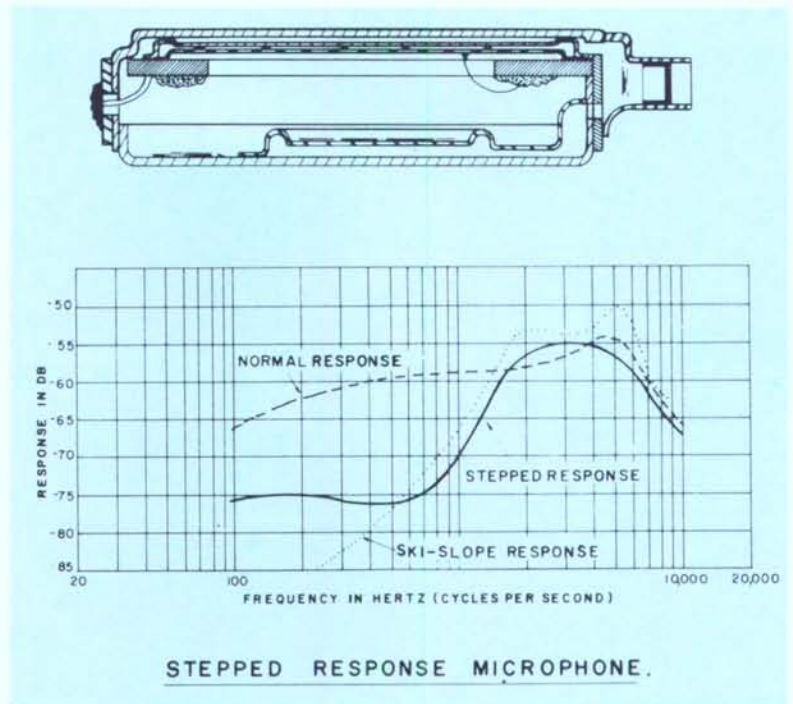


Abbildung 12
Figure 12

In den 60er Jahren betrugen die mechanischen Toleranzen bezeichnenderweise 25 Micron. Heute überprüfen wir gewisse Abmessungen bis zu einer Genauigkeit von weniger als 5 Micron, was die Werkzeugkosten und die Ausgaben für die Bewertung eines Prototyps erhöht.

Folglich müssen die Montagekosten auf ein Mindestmaß beschränkt werden, um solche allgemeinen Kosten wieder auszugleichen. Dies ließe sich durch zunehmende Mechanisierung und eine Verringerung der Bauteile bewerkstelligen. Abb. 13 veranschaulicht, daß moderne Geräteausführungen weniger Bauteile enthalten, da diese mehrere Funktionen übernehmen. Solche

What then of the future? In theory, the asymptotic curve of volume shows that to go smaller is possible. But is it practical? Transducer designers seek the industry's advice on this point. Improved performance parameters is another ongoing approach but, again, what are the principal parameters demanding improvement?

The most recent survey that I have seen illustrates to me, as a designer, the industry's problem.

The statistics for the United States can give us a good indication of what to expect for Europe, see figure 14.

This survey shows that of the 1.7% of the population who own hearing aids 12.8% do not wear them. The

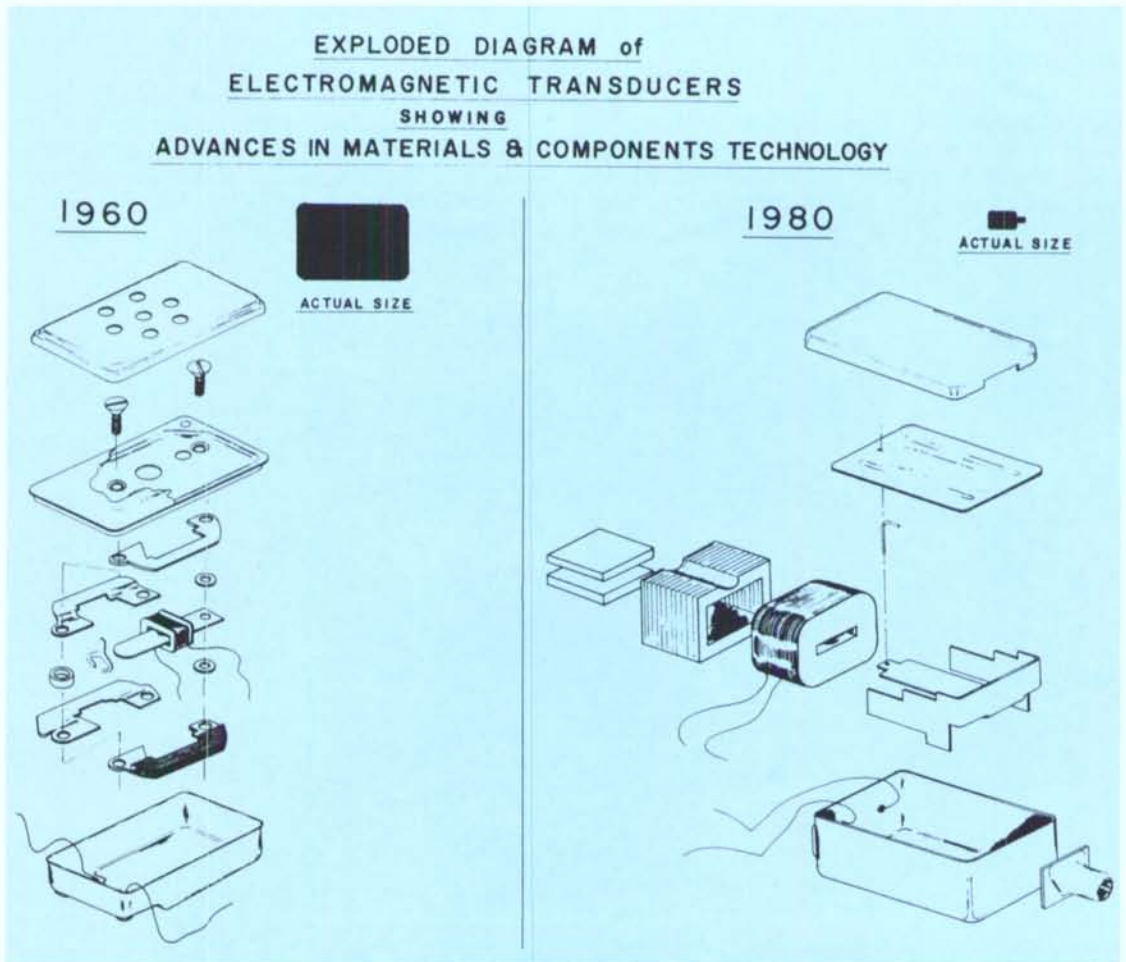
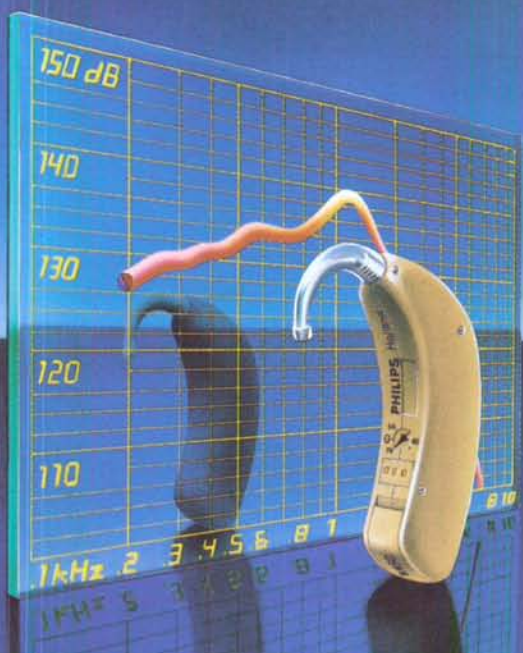


Abbildung 13

Figure 13



PHILIPS



S45G

The BTE power house 140 dB

A push-pull super-power BTE aid exclusively designed for users with severe to profound hearing loss.

With specially-designed features, like:

- High Cut (L) and Low Cut (H) Frequency Response Controls allowing for individual trimming of response.
- Variable Gain Control (G), reduces gain by up to 20 dB,
- Output Control (P), reduces output by approximately 25 dB,
- AND, Direct Audio Input - A "Shoe" for direct connection to TV, Cassette Player, Radio, or any piece of audio equipment; especially important in training and educational situations.
- A compact design. Due to advancements in miniature electronics by Philips' engineers, this aid fits snugly and discreetly behind the user's ear, without compromising results.

The Philips S45G - A major breakthrough in power, versatility, and user comfort.

U.S.A.
Audionics Corp.
49 Main Street
Spring Valley
New York 10977
tel. (914) 356-6230
toll free: 1 (800) 431-7878

Canada
Philips Electronics Ltd.
601, Milner Avenue
SCARBOROUGH
Ontario M1B 1M8
tel. (416) 292-5161

Overseas
Philips Industries
Hearing Aid Department
EINDHOVEN
The Netherlands
tel. (31) (040) 732725

Das Problem

Übersicht der Hearing Industry Association für die Bevölkerung der Vereinigten Staaten (1984)

7,3% haben Hörschwierigkeiten auf einem oder beiden Ohren: 16,4 Millionen

Nur 1,7% besitzen Hörgeräte: 3,9 Millionen

0,5 Millionen tragen sie nicht wegen:

Umgebungsärm	32%
Körperliches Unbehagen	19%
Unbequem	9%

Abbildung 14

vereinfachten Montageverfahren sind auf die Herstellung hochgezüchteter Bauteile angewiesen.

3.0 Schlußfolgerungen

Mit meinen Ausführungen sollten einige technische Veränderungen der letzten 20 bis 30 Jahre aufgezeigt werden. Gleichzeitig wurde die Herausforderung vor Augen geführt, der sich der Konstrukteur von Wandlern gegenübergestellt sieht. Die Verkleinerung der Abmessungen bildete das Hauptanliegen in den letzten 10 Jahren, wobei man sich heute fragt, wo die Grenze der Miniaturisierung wirklich liegt. Diese Frage richtet sich an die Hersteller, denen gleichfalls die Aufgabe gestellt ist, die akustische und elektrische Leistung der immer kleiner werdenden Hörgeräte zu erhöhen.

Technische Fortschritte wurden nicht nur hinsichtlich Leistung, sondern auch hinsichtlich Zuverlässigkeit erzielt. Dies wurde durch Stoßfestigkeitsprüfungen und durch den 1000 Stunden dauernden Umwelttest gesichert. Trotz der wachsenden Forschungs- und Entwicklungskosten ist es durch fortschrittliche Fertigungstechniken bei den Bauteilen und Montageverfahren gelungen, die Preise für Wandler zu halten.

Was wird die Zukunft bringen? Theoretisch zeigt die asymptotische Volumenskurve, daß eine weitere Verringerung der Abmessungen möglich ist. Aber bringt sie auch einen Nutzen? Hier sind die Konstrukteure von Wandlern auf die Beratung aus der Industrie angewiesen. Ferner bleibt die Forderung, die Leistungsparameter noch weiter zu verbessern, aber auch hier erhebt sich die Frage, welche Parameter hauptsächlich verbessert werden sollen.

The Problem

Hearing Industry Association Survey for United States Population 1984

7.3% have difficulty with one or both ears: 16.4 Million

Only 1.7% own Aids: 3.9 Million

0.5 Million do not wear them because of:

Environmental Acoustic Noise	32%
Physical Discomfort	19%
Inconvenience	9%

Figure 14

reasons go beyond traditional response characteristics and intelligibility which have governed designs over the past two decades. It is these criticisms which must be considered in future designs. The so-called "psycho-acoustic" factors are under close investigation by many researchers; the outcome of this work will lead to the new generations of hearing aid.

D

In einem erst kürzlich erschienenen Überblick wurden die Probleme dargestellt, denen sich ein Konstrukteur in der Industrie gegenüber sieht.

Die amerikanischen Statistiken enthalten einen deutlichen Hinweis darauf, was wir in Europa erwarten dürfen (Abb. 14).

Aus dieser Übersicht geht hervor, daß von den 1,7 Prozent der mit Hörgeräten versorgten Hörbehinderten 12,8 Prozent sie nicht benutzen. Die Gründe dafür stehen mit den herkömmlichen Merkmalen der Wiedergabe und der Verständlichkeit in keinem Zusammenhang, die während der letzten beiden Jahrzehnte die Konstruktionen der Hörgeräte bestimmt haben. Diese negativen Erfahrungen müssen bei künftigen Konstruktionen berücksichtigt werden. Die sogenannten »psychoakustischen« Faktoren werden heute von vielen Forschern gründlich untersucht. Das Ergebnis dieser Forschungsarbeit wird zu neuen Generationen von Hörgeräten führen.

Elektronisch hören – heute ganz natürlich

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

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

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



BOSCH

Die zuverlässigen Hörgeräte

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

Innenohr-Implantat – eine Hilfe für vollständig Ertaubte: Erfahrung mit dem Clark-NUCLEUS Implantat

Ernst Lehnhardt, Rolf-Dieter Battmer, Kazuhiro Nakahodo

Zusammenfassung Seit Mitte 1984 versorgt die HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover ertaubte Erwachsene mit einem 22-Kanal-Innenohr-Implantat nach Clark/NUCLEUS. Das Digitalsystem besteht aus einem implantierbaren Empfänger/Stimulator und einem äußerlich getragenen Sprachprozessor. Energie und Signale werden transkutan über eine Sendespule übertragen. Bei den 20 Operationen (Dezember 1985) konnte die Elektrodenanordnung mühelos 17 mm und sogar tiefer in die Cochlea eingeführt werden. Die Hör- und Unbehaglichkeitsschwellen ließen sich bei allen Patienten sehr rasch einstellen; der Dynamikbereich nimmt üblicherweise während der ersten Wochen nach dem Eingriff zu. Die individuelle Rehabilitation zeitigte zwar stark unterschiedliche Ergebnisse, aber bei allen Patienten konnte folgendes festgestellt werden:

- Ein erheblich verbessertes Verständnis von Selbstlauten und Mitlauten bei Benutzung des Sprachprozessors
- Ein verbessertes Verstehen von Wörtern pro Minute (»speech tracking«) beim Lippenablesen mit Sprachprozessor gegenüber nur Lippenablesen.

Einige Patienten waren sogar in der Lage, Sprache nur mit Hören allein zu verstehen.

Die vorliegenden Ergebnisse beweisen, daß bei allen unseren Patienten die Fähigkeit der Verständigung beträchtlich verbessert werden konnte. Sie haben uns ermutigt, unser Programm mit Innenohr-Implantaten weiter voranzutreiben.

Innenohr-Implantate werden, von wenigen Ausnahmen abgesehen, entweder im Innenohr oder vom Mittelohr aus am Promontorium eingesetzt (Banfai 1979). Die dabei verwendete Anzahl der Elektroden und Kanäle kann unterschiedlich sein. Auf der ganzen Welt befassen sich viele wissenschaftliche Gruppen mit dem Cochlear Implant, so House in Los Angeles seit 1961, Simmons mit der Stanford-Gruppe seit 1965, Merzenich in San Francisco seit 1968, Clark in Melbourne seit 1972, Chouard in Paris seit 1973, Burian-Hochmair in Wien seit 1975. In Deutschland sind es die Banfai-Implantate, die seit 1978 von Hortmann hergestellt werden.

Wir schlossen uns der australischen Forschergruppe an und begannen mit Innenohr-Implantaten Ende 1983. In Australien verwendet Clark ein von NUCLEUS hergestelltes Gerät, das mit 22 intrakochleären Elektroden arbeitet. Der tragbare Sprachprozessor mißt lediglich 13 x 75 x 18 mm. Die Sprache wird von einem hinter dem Ohr angebrachten Mikrophon aufgenommen und dem Sprachprozessor zugeleitet, wo sie codiert und über ein Kopfhörerkabel an eine hinter dem Ohr befindliche Sendespule zurückübertragen wird. Aus kosmetischen Gründen läßt sich der am Kopf getragene

Cochlear implants – with very few exceptions – either are going to be inserted into the inner ear or placed from the middle ear on the promontorium (Banfai 1979). They work with different numbers of electrodes and channels. Worldwide there are a great number of scientific teams working on the cochlear implant project like House in Los Angeles since 1961, Simmons with the Stanford group since 1965, Merzenich in San Francisco since 1968, Clark in Melbourne since 1972, Chouard in Paris since 1973, Burian-Hochmair in Vienna since 1975. In Germany, Banfai implants a device manufactured by Hortmann since 1978.

We have joined the Australian group and started with cochlear implantations in late 1983. In Australia Clark uses a device built by NUCLEUS, which works with 22 intracochlear electrodes. The wearable speech processor measures only 13 by 75 by 18 mm. Speech is picked up by a microphone worn behind the ear and transmitted to the speech processor where it is coded and sent back along the headset cable to a transmitter coil which is located behind the ear. For cosmetic reasons the headset can be covered by hairs or microphone and transmitter coil can be integrated into glasses (Fig. 1).

An automatic gain control circuit keeps the input signal amplitudes in a range of around 30 dB. The acou-

Cochlear Implant – an Aid for the Total Deaf: Experiences with the Clark-NUCLEUS Cochlear Implant

Summary Since the middle of 1984, the HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover provides deaf adults with a 22-channel cochlear implant device according to Clark/NUCLEUS. The digital working system consists of an implantable stimulator/receiver and an externally-worn speech processor. Energy and signals are transmitted transcutaneously via a transmitter coil. During the prevailing 20 operations (December 1985) the electrode array could be inserted into the cochlea with ease 17 mm and more. The threshold and comfortable levels of all patients were obtained very quickly; the dynamic range usually grows during the first postoperative weeks. The individual rehabilitation results are of great differences, but all patients show

- a significant increase of vowel and consonant understanding while using the speech processor
- an improvement of understood words per minute in speech tracking from lipreading alone to lipreading with speech processor.

Some patients are able to understand speech even with audion alone.

The present results demonstrate a significant increase of communication ability of all our patients and have encouraged us to expand our cochlear implant program.

Teil von den Haaren verdecken, oder Mikrophon und Sendespule können in Brillen eingebaut werden (Abb. 1).

Eine Automatic Gain Control (AGC) sorgt dafür, daß die Amplituden der Eingangssignale innerhalb eines Bereichs von etwa 30 dB bleiben. Die akustische Amplitude wird von einem Hüllkurvendetektor aufgenommen, während zwei Filter dazu dienen, die Grundfrequenz F0 und die zweite Formantfrequenz F2 der Sprache zu bestimmen. Die zweite Formantfrequenz bestimmt, welche Elektrode angeregt werden soll, die Grundfrequenz stellt die Reizfolge an der Elektrode dar, während die Stromstärke der Amplitude des akustischen Eingangssignals entspricht (Abb. 2).

Diese drei Informationen werden digital codiert, auf eine 2,5 MHz-Trägerfrequenz moduliert und transkutan an den implantierten Empfänger/Stimulator, den Mikrocomputer, übertragen. Der Mikrocomputer wird unter der Haut in einem Knochenbett dorsal-kranial des Warzenfortsatzes (Abb. 3) eingesetzt. Der Rechner wird über eine Induktionsspule, die nicht nur die digitale Information, sondern auch die für das implantierte Gerät erforderliche Energie empfängt, von einem Sprachprozessor gesteuert. Die Elektrodenanordnung umfaßt 22 kleine Platinring-Elektroden. Davon ist die näher zum runden Fenster liegende die aktive Elektrode, während die nächste, mehr apikal befindliche, die

stic amplitude is registered by an envelope detector, while two filters are used to determine the fundamental frequency F0 and the second formant frequency F2 of the speech. The second formant frequency determines which electrode is stimulated, the fundamental frequency represents the rate of stimulation at the electrode while the current stimulation amplitude corresponds to the acoustic input signal amplitude (Fig. 2).

These three types of informations are digitally coded, modulated on a 2,5 MHz radio carrier wave and transmitted transcutaneously to the implanted receiver stimulator, the microcomputer. The intracorporal microcomputer is placed into a bony bed dorso-cranial to the mastoid bone (Fig. 3). The computer is controlled by a speech processor via an induction coil which receives not only the digital information but also the power for the implanted device. The electrode array carries 22 small platin ring electrodes. The one which is closer to the round window is the active one while the next one more apical is the indifferent electrode. The mode of operation can be bipolar – of adjacent electrodes or stimulation of an electrode pair with one intervening electrode as bipolar +1 or with two intervening electrodes as bipolar +2 and so on (Fig. 4).

For organization purposes we have developed a time table for cochlear implant patients which consists of four levels:

inaktive Elektrode darstellt. Der Betrieb kann bipolar erfolgen – über benachbarte Elektroden oder durch Erregung eines Elektrodenpaars mit einer dazwischen geschalteten Elektrode als bipolar +1 oder mit zwei dazwischen geschalteten Elektroden als bipolar +2 und so weiter (Abb. 4).

Aus organisatorischen Überlegungen haben wir für Patienten mit dem Cochlear Implant einen Ablaufplan entwickelt, der vier Stufen vorsieht:

- Auswahl der Patienten vor der Operation
- Operation und postoperative medizinische Nachsorge
- Postoperative initiale Systemanpassung
- Postoperative Rehabilitation.

Die Erwartung, mit dem kochlearen Implantat später gute Ergebnisse zu erzielen, hängt eng mit der richtigen

- presurgical patient selection
- surgery and postoperative medical treatment
- initial postoperative fitting of the speech processor
- postoperative rehabilitation.

The expectation for later good results with the cochlear implant is very closely relate to appropriate *patient selection*. Beside the main criteria like postlingual and profound deaf adults with no benefit from hearing aids for speech the results of promontory testing are of main importance.

For *promontory testing* we use a steel needle with round tip and for stimulation biphasic current pulses of different frequencies (50-1 600 Hz) and amplitudes (0-500 μ A), which patients with an intact auditory nerve can describe as a sound of different loudness and

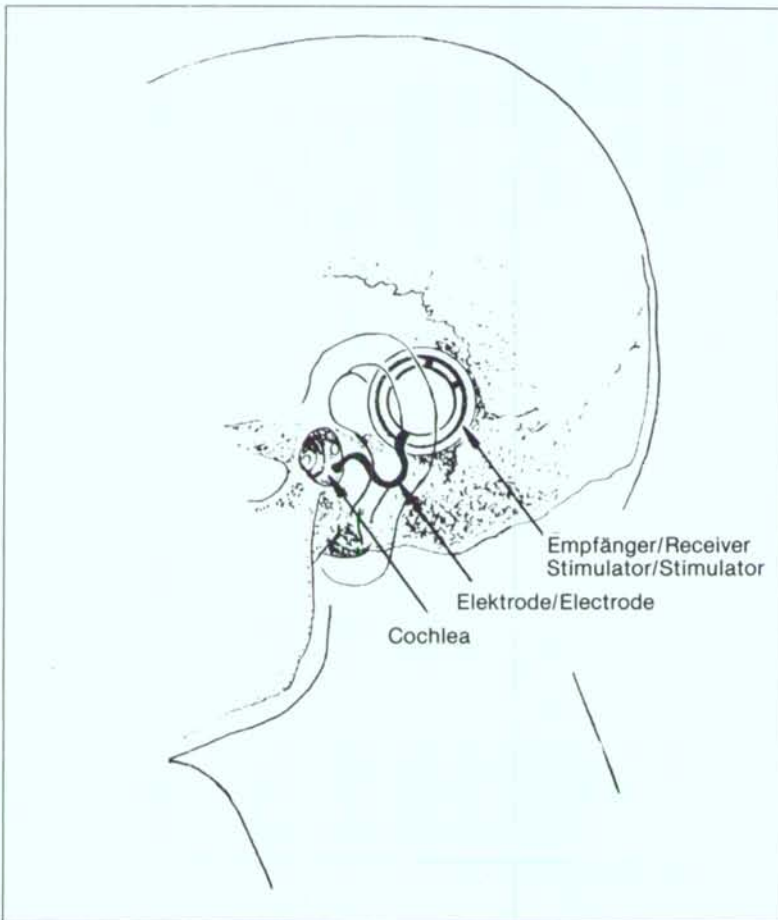


Abb. 1 Schematische Darstellung eines Implantats: Der Empfänger/Stimulator liegt in einem Knochenbett nahe am Warzenfortsatz unter der Haut; das Elektrodenbündel ist durch das runde Fenster in der Schnecke eingeführt

Fig. 1 Schematic drawing of the implant: The receiver stimulator is placed in a bony bed close to the mastoid beneath the skin; the electrode array is inserted into the cochlea through the round window

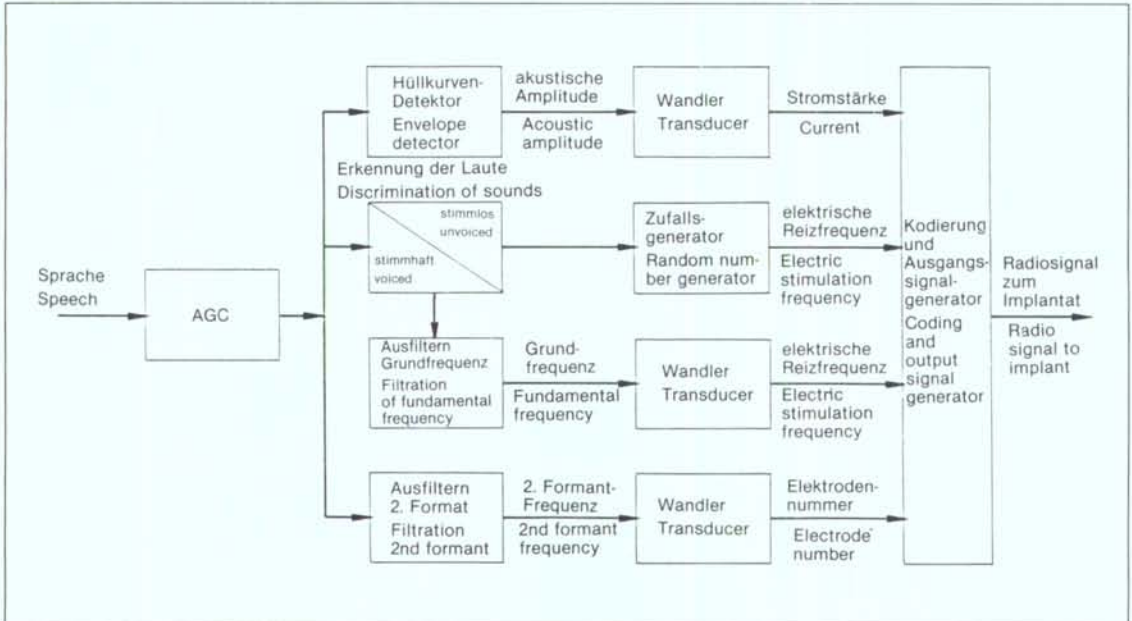
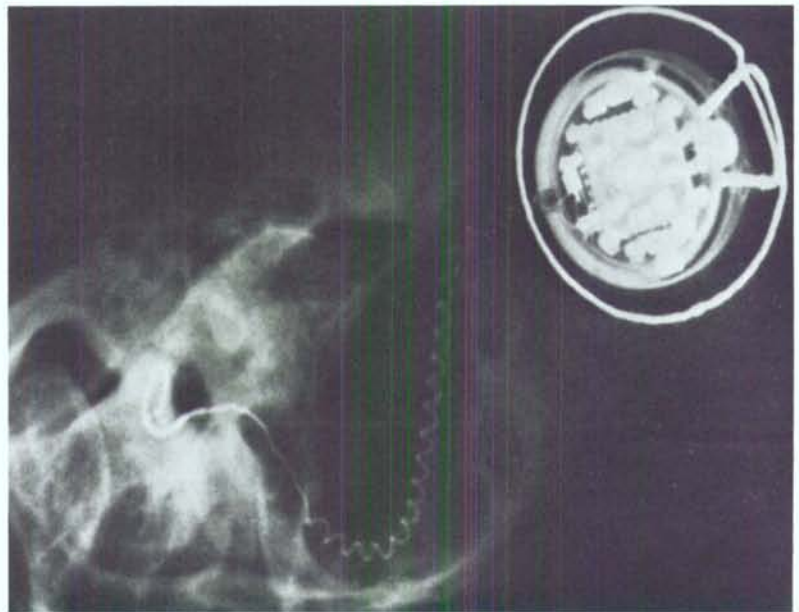


Abb. 2 Funktionsprinzip des Sprachprozessors:
Der Reizstrom wird von der akustischen Eingangsamplitude bestimmt, während die Reizfolge von der Grundfrequenz abhängt. Die jeweilige Elektrode wird aufgrund der 2. Formantfrequenz im Bereich 400 bis 4000 Hz angewählt

Fig. 2 Functional principles of the speech processor:
The stimulus current is determined by the acoustic input amplitude while the presented rate depends on the fundamental frequency. An electrode is selected on the basis of 2. formant frequency in the range of 400-4000 Hz

Abb. 3 Postoperative Röntgenaufnahme:
Oben rechts sieht man das implantierte Gerät mit der Sendespule, links das Elektrodenbündel in der Cochlea

Fig. 3 Postoperative x-ray:
On the top right the implanted device with the receiver coil, on the left hand side the electrode array inside the cochlea



Patientenauswahl zusammen. Neben den Hauptkriterien, nämlich postlinguale und vollständige Ertaubung von Erwachsenen, denen Hörgeräte beim Verstehen der Sprache keine Besserung bringen, sind die Ergebnisse des Promontoriumtests von ausschlaggebender Bedeutung.

Für den **Promontoriumtest** verwenden wir eine Stahlnadel mit einer runden Spitze sowie für die Stimulation biphasische Stromimpulse verschiedener Frequenz (von 50 bis 1 600 Hz) und Amplitude (von 0 bis 500 μ A); sie werden von Patienten mit einem intakten Hörnerv als Hörempfindung unterschiedlicher Lautheit und Tonhöhe beschrieben. Um diese subjektiven Daten überprüfen zu können, ergänzen wir den Test durch die Elektrokochleographie. Für die Implantation nehmen wir nur solche Patienten, die in der Lage sind, Hörempfindungen bei sämtlichen verwendeten Frequenzen anzugeben. Andererseits beweist der vollständige Verlust der Mikrofonpotentiale, daß die Schwerhörigkeit sensorisch bedingt ist. Bisher haben wir bei Patienten mit schlechten Ergebnissen im Promontoriumtest und mit erhaltenen cochlear microphonics keine Implantation vorgenommen. Wir vermuten bei solchen Ergebnissen, daß die Ursache der Taubheit nicht nur im Innenohr gelegen ist, sondern auch im Hörnerv (sensorineural).

Die Operation beginnt mit einer Mastoidektomie und dem Ausbohren eines runden Knochenbetts für den Mikrocomputer. Hernach wird die Elektrodenanordnung durch das runde Fenster oder durch eine Bohrung unmittelbar vor dem runden Fenster in die Basalwindung der Schnecke eingesetzt. Dies bereitet im allgemeinen keine Schwierigkeiten; die einzelnen Elektroden werden hierbei über eine Strecke von etwa 17 mm innerhalb der Kochlea verteilt. Die erste Hörübung beginnt zwei oder drei Wochen nach der Operation, wobei man die Elektroden überprüft und ihre Hörschwelle sowie die Unbehaglichkeitsschwelle ermittelt. Dabei kommt es sehr darauf an, daß man von Anfang an einen guten Dynamikbereich erzielt. Während der folgenden Wochen nach der Operation lernt der Patient in täglichen Übungen, Störschall von Nutzschall sowie zwischen Vokalen und Konsonanten zu unterscheiden. Diesen schließen sich Übungen zur Spracherkennung an. Für die Übungen mit Selbstlauten verwenden wir 10 keinen Sinn ergebende Wörter mit langen und kurzen Vokalen, während bei den Konsonantenübungen 13 schwer lippenabzulesende, ebenfalls sinnlose Wörter mit wechselndem Konsonantenkern verwendet werden. Bei beiden Übungen werden die Wörter vom Computer jeweils viermal willkürlich angeboten. Im sogenannten Speech Tracking (De Filippo und Scott, 1978) wird der Patient aufgefordert, einen ihm vorgele-

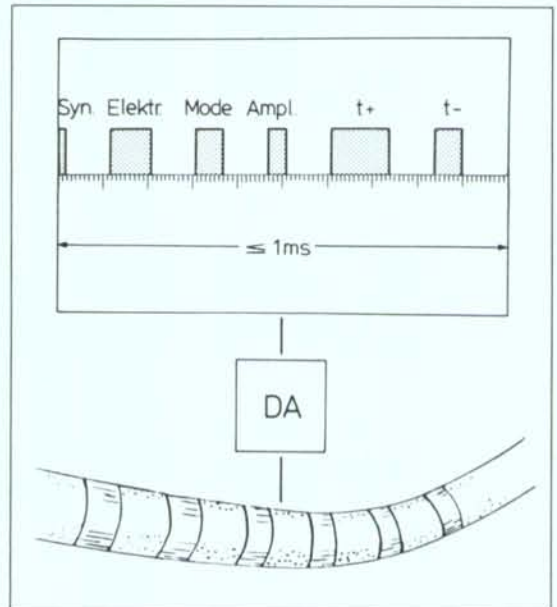


Abb. 4 Signalübertragung zur Elektrode: Jede Information muß für jede einzelne Elektrode (electr.) synchronisiert (Syn) werden, um auf eine bestimmte Art (mode) mit einer bestimmten Amplitude (amp) eines biphasischen-Stromimpulses, mit der Dauer $t+$ und $t-$ (oben) eine Reizung herbeizuführen. Die Reizung kann bipolar, bipolar + 1, bipolar + 2 (unten) erfolgen

Fig. 4 Signal transmission to the electrode: Each information has to be synchronised (Syn) for each electrode (electr.) to stimulate in a certain mode (mode) with a certain amplitude (amp) of a biphasic current pulse with the duration of $t+$ and $t-$ (upper part). The stimulation mode can be bipolar, bipolar + 1, bipolar + 2 (lower part)

pitch. To verify these subjective data we continue the investigation with electrocochleography. For implant conditions we only take those patients who can report hearing sensations in all the frequencies we are using for testing. On the other hand the complete loss of cochlear microphonics is a prove of the sensory genesis of deafness. Up to now we are not implanting patients with poor promontory testing results and some preserved cochlear microphonics. We assume this deafness not only to be caused by a sensory component but also by a neural one (sensorineural deafness).

The operation begins with mastoidectomy and drilling a round bony bed for the microcomputer. It follows the insertion of the electrode array through the round window or through a hole just anteriorly of the round window into the basal turn of the cochlea, which suc-

senen Text zu wiederholen, wobei die richtig verstandenen Wörter pro Minute gewertet werden. Alle diese Übungen werden zunächst mit Lippenablesen mit und ohne Sprachprozessor durchgeführt, später mit dem Sprachprozessor allein. Nach Entlassung aus dem Krankenhaus kommen die Patienten in vierwöchigen Abständen zur Kontrolle der Ausrüstung und zur Überprüfung der Fortschritte beim Sprachverstehen.

Bis jetzt (Dezember 85) haben wir 20 Patienten auf diese Weise behandelt, wobei es sich ausschließlich um postlingual Ertaubte handelte. Von besonderer Bedeutung ist, daß diese Patienten nicht nur postlingual taub, sondern auch auf beiden Ohren *vollständig* taub sind. Hinsichtlich der Vorbedingungen für eine Indikation folgten wir den von Clark festgelegten Regeln.

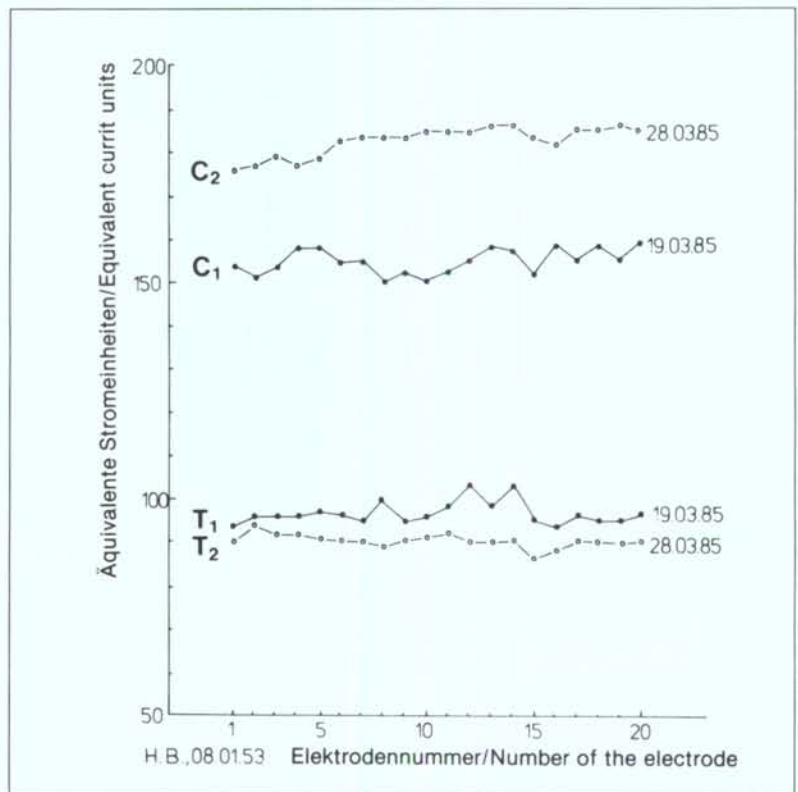
Eine Überprüfung der Hörschwelle und der Pegel der Unbehaglichkeitsschwelle ergab, daß sich der Dynamikbereich während der ersten Wochen in einem gewissen Umfang erweiterte. Bei dem in Abb. 5 gezeigten

ceeds generally without any difficulties and in such a way that the single electrodes are spread through a part of around 17 mm inside the cochlea.

The first training begins two or three weeks post operation by testing the electrodes and finding their threshold- and comfortable levels. It is of great importance to reach a good dynamic range from the very beginning. During the next postoperative weeks everyday discrimination of noises and vowel and consonant confusion studies are trained, followed by speech tracking. For vowel testing we have 10 nonsense words with long and short vowels while in consonant testing 13 hard to lip read nonsense words with changing consonant nucleus are used. In both studies the words are presented randomly by the computer four times each. In speech tracking (De Filippo and Scott, 1978) the patient has to repeat a text read to him rating the correctly understood words per minute. All these tests are first performed by lip reading without and with speech processor and – later on – with speech processor only. After leaving hospital the patients come back in a four weeks

Abb. 5 Hörschwelle (T) und Unbehaglichkeitsschwelle (C) für alle Elektroden in äquivalenten Stromeinheiten. Der Dynamikbereich hat zwischen dem 19. und 28. März weiter zugenommen

Fig. 5 Threshold levels (T) and comfortable levels (C) for all electrodes versus equivalent current units. The dynamic range shows postoperatively a certain growth (19. 3. resp. 28. 3. 85)



Fall beeindruckte die Tatsache, daß alle 20 Elektroden fast gleiche Werte für sämtliche Pegel aufwiesen. (Taub seit 10 Jahren, Ursache unbekannt, Birgit H., *08. 01. 53, Implantation am 12. 03. 85).

Die Vokalerkennung ergibt von Anfang an hohe Werte für das Lippenablesen (LR) sowie für Lippenablesen mit Sprachprozessor (LS), da Selbstlaute leicht zu verstehen sind. Wichtiger sind jedoch die Ergebnisse der Konsonantenerkennung, die in Abb. 6 für vier unserer Patienten wiedergegeben sind. In sechs Sitzungen stellt man eine beachtliche Verbesserung der Konsonantenerkennung fest, nicht nur beim Lippenablesen mit Sprachprozessor (LS), sondern auch wenn der Sprachprozessor allein verwendet wird (SP). Lediglich die Ergebnisse für Lippenablesen blieben konstant. Wir führen diese Untersuchungen in allen Sitzungen nach dem zweiwöchigen anfänglichen Training im Krankenhaus durch und überwachen nicht nur die Besserung des Patienten, sondern auch die Einstellungen des Sprachprozessors.

Für die Fähigkeit, sich im täglichen Leben mit den Mitmenschen zu verständigen, ist der Satzverständnistest (speech tracking) repräsentativer. Die Anzahl der rich-

turn for controlling the equipment and the development of understanding.

Up to now (Dec. 85) we have treated 20 patients like this, they are postlingual deaf exclusively. Of special importance is that these patients are bilaterally and *profoundly* deaf and that all are postlingual deaf. For the preconditions of indication we followed the rules given by Clark.

The control of the threshold- and comfortable levels show a certain growth of the dynamic range during the first weeks. Fascinating in the case of Fig. 5 is the fact that all 20 electrodes have nearly equal values for all levels. (Deaf since 10 years, unknown reason, Birgit H., *08. 01. 53, implant date 12. 03. 85).

The results of our 20 patients are not all as good as those we demonstrated in Fig. 7, but all of our patients are very content, most of them are even happy. A comparison with the experience of other authors is only possible to a certain extent because of different test methods. So we can neither maintain nor prove that our results are better than those of other groups.

The results for vowel confusion studies show initially

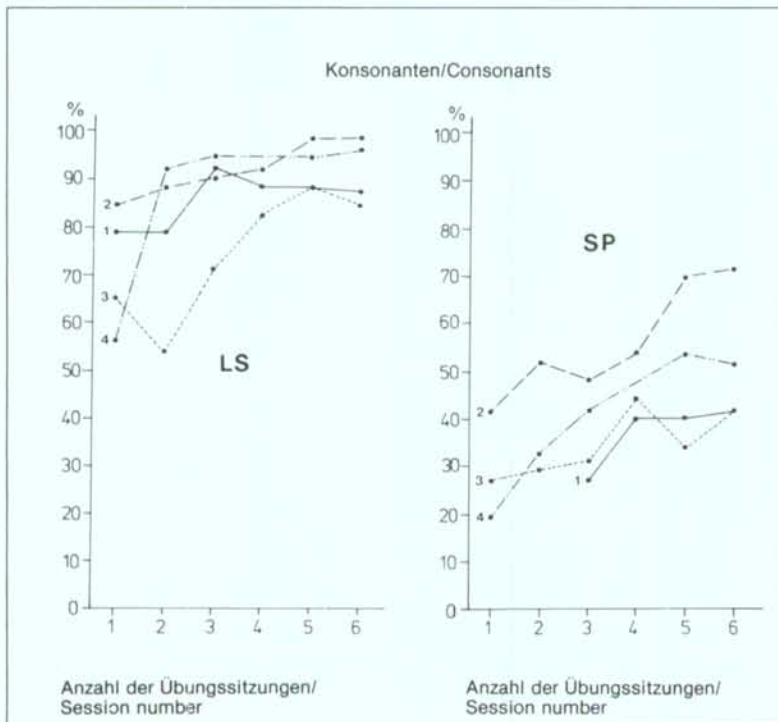


Abb. 6 Verbessertes Verstehen von Konsonanten über den Zeitraum von 6 Sitzungen. Alle 4 Patienten erreichten durch ausschließliches Lippenablesen einen Durchschnittswert von ungefähr 50%. Lippenablesen zusammen mit dem Sprachprozessor (LS) ergab für alle Patienten 85% oder sogar mehr, während die Ergebnisse beim Hören über den Sprachprozessor allein (SP) in der 6. Sitzung zwischen 42 und 71% lagen und damit eine größere Streuung aufwiesen.

Fig. 6 Improvement of consonant understanding over the period of 6 sessions. The mean score of lip reading alone of all 4 patients was about 60%. In lip reading together with speech processor (LS) all patients reached 85% or more, while in hearing by speech processor alone (SP) the results are more scattered between 42% and 71% in the 6th session.

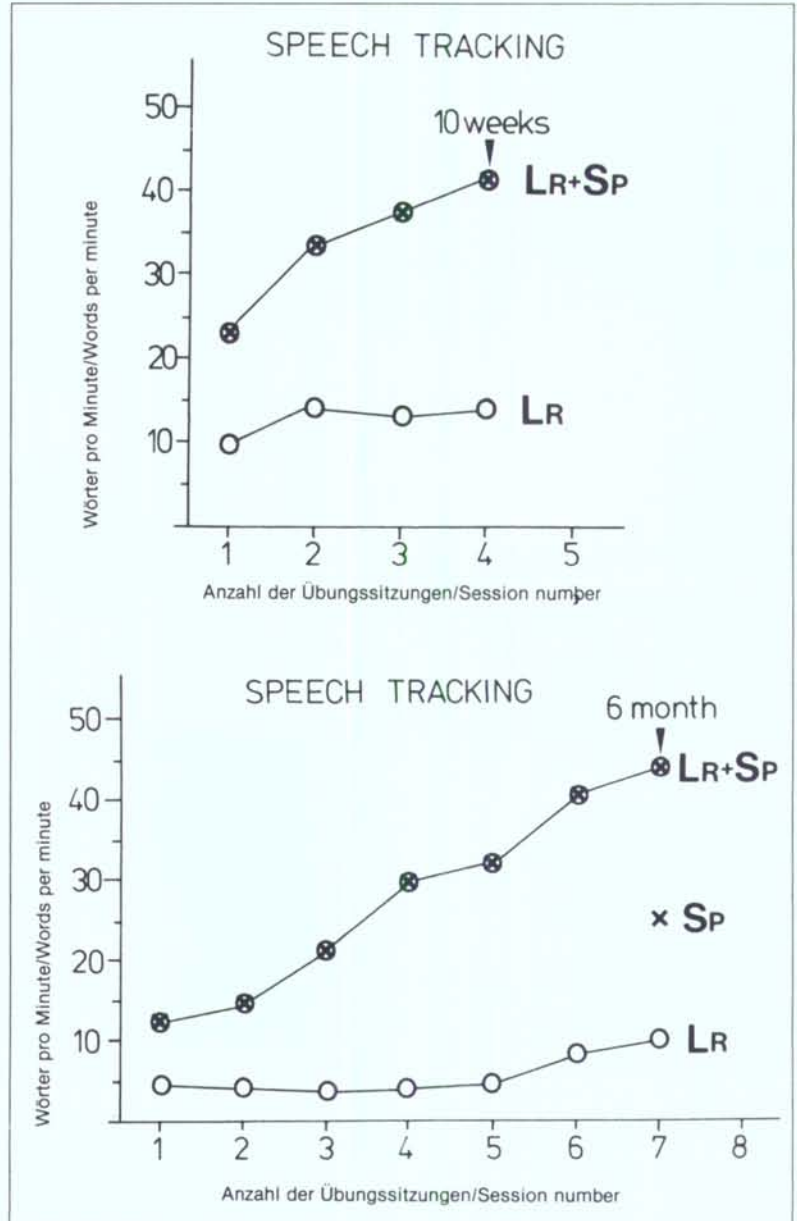
Abb. 7 Ergebnisse beim Speech Tracking:

a) Als Beispiel ein Patient mit guten Ergebnissen im Lippenablesen (LR); mit Hilfe des Sprachprozessors (LR + SP) 10 Wochen nach der Operation erzielte Werte: 42 Wörter pro Minute
b) Die Wortverständlichkeit dieser Patientin lag beim Lippenablesen sehr niedrig, aber durch Lippenablesen und mittels Sprachprozessor konnte sie ihre Ergebnisse ständig verbessern. Selbst ohne Lippenablesen (SP) konnte sie nach 6 Monaten 26 Wörter pro Minute richtig verstehen

Fig. 7 Speechtracking:

a) An example for a patient who is a good lip reader (LR); with the help of the speech processor (LR + SP) he scores 42 words per minute 10 weeks postop

b) The lip reading ability of this patient is very poor, but in lip reading with speech processor together she increased her score continuously. Even without lip reading (SP) after 6 months using the system she could track 26 words per minute



tig verstandenen Wörter pro Minute (WPM) ergibt einen Maßstab dafür, wie gut eine Person Sprache verstehen kann (Mecklenburg und Brimacombe 1985). Die von den zwei Patienten in 5 bzw. 7 Sitzungen erzielten Ergebnisse sind in Abb. 7 dargestellt. Der Pa-

high scores for lip reading (LR) and lip reading with speech processor (LS) because vowels are easy to understand. More important are the results of consonant confusion which is demonstrated in Fig. 6 for four of our patients. Within six sessions the patients show a

tient in Abb. 7a verstand bereits nach 10 Wochen beim Satzverständnistest 42 Wörter pro Minute mittels Lippenablesen und Sprachprozessor. Von Anfang an erreichte er gute Ergebnisse beim Lippenablesen; ohne Lippenablesen konnte er damals überhaupt nichts verstehen. Inzwischen versteht er 33 Wörter pro Minute unter Verwendung des Sprachprozessors allein. Die nächste Patientin (Abb. 7b) war nur zwei Jahre lang taub und infolgedessen im Lippenablesen nicht erfahren. Beim Satzverständnistest nahm die Anzahl der richtig verstandenen Wörter pro Minute langsam zu. Aber schließlich war sie imstande, unter alleiniger Be-

signifcant improvement in consonant understanding not only in LS condition but also by using the speech processor alone (SP). The results for lip reading only remained constant. We go on with these studies in all sessions following the two weeks initial training in hospital and control not only the improvement of the patient but also the speech processor settings.

More representative for the ability of communication in every day life is the procedure of speech tracking. The number of understood words per minute (WPM) give an quantitative measure of how well an individual

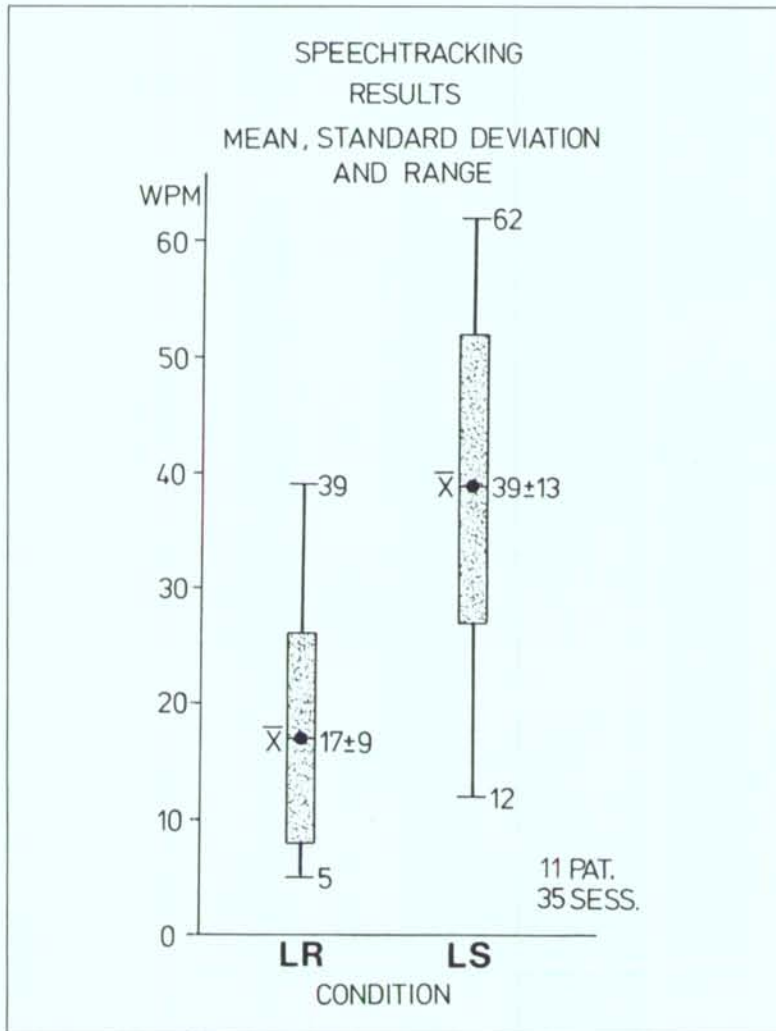


Abb. 8 Übersichtstatistiken für 11 Patienten und 35 Sitzungen Speech Tracking. Hier sind nicht nur die Durchschnittswerte – 17 Wörter pro Minute (WPM) für Lippenablesen allein und 39 WPM für Lippenablesen zusammen mit dem Implantat – sondern auch die Standardabweichung und der Verteilungsbereich aufgeführt. Die Darstellung läßt beträchtliche interindividuelle Unterschiede erkennen

Fig. 8 Overall statistics of 11 patients and 35 sessions of speech tracking. Listed are not only the mean scores – 17 words per minute (WPM) for lip reading alone and 39 WPM for lip reading with implant together – but also the standard deviation and the range. This demonstrates great inter-individual differences in this test

nützung des Sprachprozessors 25 Wörter pro Minute richtig zu wiederholen; sie macht weiter Fortschritte.

Eine Gesamtstatistik über 11 Patienten und 35 Sitzungen Speech Tracking ist in Abb. 8 enthalten. Darin sind nicht nur die Mittelwerte, z. B. 17 WPM für ausschließliches Lippenablesen und 39 WPM für Lippenablesen mit Sprachprozessor aufgeführt, sondern auch die Standardabweichung und der Verteilungsbereich. Besonders der Verteilungsbereich zeigt die großen individuellen Abweichungen innerhalb dieser Prüfergebnisse auf. In der Hauptsache interessiert jedoch die durchschnittliche Verbesserung für alle unsere Patienten beim Einsatz des Sprachprozessors zusammen mit Lippenablesen: Die durchschnittliche Verbesserung ist höher als das durchschnittliche Verstehen beim Lippenablesen allein (22 WPM gegenüber 17 WPM). In Prozenten liegt das Ergebnis (rechte Spalte) zwischen 9 bis 485.

Die bei unseren 20 Patienten erzielten Ergebnisse sind zwar nicht alle so gut wie die in Abb. 7 gezeigten, aber alle unsere Patienten sind sehr zufrieden, die meisten von ihnen sogar glücklich. Ein Vergleich mit der von anderen Verfassern gewonnenen Erfahrung ist nur beschränkt möglich, weil den Ergebnissen verschiedene Prüfverfahren zugrunde liegen. Folglich können wir weder behaupten noch gar beweisen, daß unsere Ergebnisse denen anderer Gruppen überlegen seien.

is able to understand speech (Mecklenburg and Brimacombe 1985). The results of two patients over 5 sessions or 7 respectively are demonstrated in Fig. 7. The patient in Fig. 7a understood in speech tracking 42 words per minute using lip reading and speech processor already after 10 weeks. He was a good lip reader from the very beginning; without lip reading he could not understand anything at that time. But meanwhile a test showed that he now understands 33/WPM using the speech processor only while his results in lip reading were 13 words per minute only. The next patient (Fig. 7b) was deaf for two years only and therefore not skilled in lip reading. In speech tracking the number of understood words per minute grew more slowly. But at last she was able to repeat 25 words per minute correctly using the speech processor only, and the patient is still making progress.

An overall statistics of 11 patients and 35 sessions of speech tracking results can be seen in Fig. 8. Listed are not only the mean scores – 17 WPM for lip reading only and 39 WPM for lip reading with speech processor – but also the standard deviation and the range. Especially the range demonstrates the great individual variety of these test results. Of main interest is the average improvement of all our patients using the speech processor together with lip reading: the average improvement is higher than the average understanding with lip reading only (22 WPM against 17 WPM). The percentage score (right column) ranges from 9 to 485.

Literatur/References

- [1] Banfai, P., Hortmann, G., Wustrow, F.: Erste Beobachtung nach einer Cochlear-Implant-Operation. HNO 26, 377-380 (1978)
- [2] Banfai, P., Hortmann, G., Karczag, A., Kubick, S., Wustrow, F.: Results with eight-channel cochlear implants. Adv. Audiol.; Vol. 2, Karger, Basel, 1984, pp. 1-18
- [3] Burian, K., Hochmair, E., Hochmair-Desoyer, I.: Designing of and experience with multichannel cochlear implants. Acta Otolaryngol. 87, 190-195 (1979)
- [4] Chouard, C. H., Fougain, C., Meyer, B., Lacombe, H., Jegu, D.: Surgical technique, signal processing and long-term clinical results of the multichannel cochlear implant. Adv. Audiol., Vol. 2, Karger, Basel, 1984, pp. 36-60
- [5] Clark, G. M., Tong, Y. C., Bailey, Q. R., Black, R. C., Martin, L. F., Miller, J. B., O'Loughlin, B. J., Patrick, J. F., Pyman, B. C.: A multiple-electrode cochlear implant. J. Otolaryngol. Soc. Aust. 91, 208-212 (1978)
- [6] De Filippo, C. L., Scott, B. L.: A method for training and evaluating reception of enjoying speech. JASA 1978, 63, 1186-1192
- [7] House, W. F., Urban, J.: Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. Ann. Otorhinolaryngol. 82, 504-516 (1973)
- [8] Mecklenburg, D., Brimacombe, J.: An overview of the nucleus cochlear implant program. Seminars in hearing, 1985, Vol. 6, Nr. 1
- [9] Merzenich, M. M., Rebscher, S. J., Loeb, C. E., Byers, C. L., Schindler, R. A.: The USCf cochlear implant project. Adv. Audiol. Vol. 2, pp. 119-144 (Karger) Basel, 1984
- [10] Simmons, F. B., Herndon, L. E., Atlas, R. L., White, L. I.: Multielectrode Modiolar Stimulation: some selected psychophysical and speech results. Adv. Audiol., Vol. 2, pp. 163-169, (Karger), Basel, 1984

Die Mitarbeiter dieses Heftes / Our Contributors



Rolf-Dieter Battmer, Dr. rer. biol. hum., Dipl.-Ing., geboren 1945 in Lamspringe, studierte an der Technischen Universität Hannover Elektrotechnik; Diplomprüfung 1974, Promotion 1981 an der Medizinischen Hochschule Hannover. Seit 1975 zunächst als Assistent, seit 1981 als akademischer Rat an der HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover tätig. Anschrift: Medizinische Hochschule, HNO-Klinik, Konstanty-Gutschow-Straße 8, 3000 Hannover.

Rolf-Dieter Battmer, Dr. rer. biol. hum., Dipl.-Ing., born in 1945 in Lamspringe. Studied electrical engineering at Technische Universität Hannover, where he gained the diploma in 1974. Doctor's degree in 1981 at Medizinische Hochschule Hannover. From 1975 on assistant at the ENT-clinics of Medizinische Hochschule Hannover, since 1981 academical councillor. Address: Medizinische Hochschule, HNO-Klinik, Konstanty-Gutschow-Straße 8, 3000 Hannover, FRG.



Ernst Lehnhardt, Prof. Dr. med. Dr. med. dent., geboren 1924. Medizinstudium von 1945 bis 1950. Promotions 1950 (Dr. med.) und 1956 (Dr. med. dent.); 1959 Habilitation. Seit 1969 ordentlicher Professor und Direktor der HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover. Anschrift siehe Rolf-Dieter Battmer.

Ernst Lehnhardt, Prof. Dr. med. Dr. med. dent., born in 1924. Studied medicine from 1945 to 1950. Graduations in 1950 (Dr. med.) and in 1956 (Dr. med. dent.); habilitation in 1959. Since 1969 professor in ordinary and head of the ENT-clinics of Medizinische Hochschule Hannover. Address see Rolf-Dieter Battmer.



Kazuhiro Nakahodo, Dr. med. geboren 1952 in Motobu, Okinawa, Japan, studierte Medizin an der Kyushu Universität in Fukuoka, Japan, Promotion 1980. Seit 1980 Assistent an der HNO-Klinik der Rhykye Universität in Naha, Japan. Seit Dezember 1984 als Gastarzt an der HNO-Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover tätig. Anschrift siehe Rolf-Dieter Battmer.

Kazuhiro Nakahodo, Dr. med., born in 1952 in Motobu, Okinawa/Japan. Studied medicine at Kyushu University in Fukuoka/Japan. Doctor's degree in 1980. Since 1980 assistant doctor at the ENT-clinics of Rhykye University in Naha/Japan. Since December 1984 guest doctor at the ENT-clinics of Medizinische Hochschule Hannover. Address see Rolf-Dieter Battmer.



Ray Wilton, geboren 1943 in London, England. Abschluß des Studiums an der Technischen Hochschule The South Bank, London, 1965, mit der Note »Ausgezeichnet« in Festkörperphysik. Arbeitete an verschiedenen Vorhaben von Funkenzeitlupenaufnahmen in Blaskammern bis zur Rasterelektronenmikroskopie in England, Deutschland, Amerika und in der Schweiz. Patentinhaber für holographische Interferometrie und Hörgerätewandler. Seit 1971 in der Forschung und Entwicklung bei Knowles Electronics Ltd. in England tätig. Anschrift: Knowles Electronics, Victoria Road, Burgess Hill, Sussex RH 15 9 LP, England.

Ray Wilton, born in London, England, in 1943. Graduated in 1965 from The Polytechnic of The South Bank, London, with honours degree in Solid State Physics. Has worked in England, Germany, America and Switzerland on varied projects from high speed photography in bubble chambers to razor blade technology. Holder of patents in holographic interferometry and hearing aid transducers. Since 1971 has worked in the research and development group of Knowles Electronics Ltd., England. Address: Knowles Electronics, Victoria Road, Burgess Hill, Sussex RH 15 9 LP, England.

Audiologische Akustik

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

Erscheinungsweise: sechsmal
jährlich alle zwei Monate
Bezugspreis
jährlich DM 48,— netto
Einzelpreis
je Heft DM 9,— netto
Ausland: jährl. DM 48,— netto
zuzügl. DM 7,— Bankgebühren
Einzelpreis je Heft DM 9,— netto
zuzügl. DM 7,— Bankgebühren
Zur Zeit hat
Anzeigenliste Nr. 8
vom 1. Januar 1978 Gültigkeit
Nachdruck, Übersetzungen,
Rundfunksendungen
nur mit Genehmigung des Verlages
© median-verlag 1961

Audiological Acoustics

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

Published bi-monthly 6 issues
per annum
Annual Subscription DM 48,— no
Single Copies DM 9,— no
Foreign country: annual
DM 48,— no plus DM 7,—
banking rates
Single copies DM 9,— no
plus DM 7,— banking rates
Supplied directly by
median-verlag, 6900 Heidelberg 1,
P.O.Box 103964
Current advertisement
rates No. 8, January 1st, 1978
All rights reserved by
median-verlag
© median-verlag 1961
Printed in Western Germany

**Eine Möglichkeit
ist uns zuwenig.**



Semi-Gehörgang-Gerät
415 und 428 / C

AZ-AGC
und AZ-PP



416 ICC / 418



415 Acryl
428 / C Acryl



415 gold
428 / C gold

**IdO-Geräte
von höchster
Präzision.**

viennatone HÖRGERÄTE

Qualität trägt weltweit diesen Namen

SIEMENS



A19100-M5000-244D

MINI-FONATOR

The vibrotactile aid Mini-Fonator can help to solve the problem of communication of the deaf, of those who have lost their hearing at an advanced age or of the severely hearing-impaired, regardless of age.

The Mini-Fonator converts acoustic events, such as speech and noise, into vibrations. These can be perceived by the user via a vibrator worn on the wrist like a wrist-watch. Sounds lying outside the perceptible frequency range are processed

electronically so that they are sensed as vibrations.

Thus, the user gains awareness even of speech components falling under the higher frequency range.

For more information please contact:

Siemens AG, Medical Engineering Group
Audiological Engineering Department
Gebbertstrasse 125, D-8520 Erlangen