

Programmierbarer Audiostimulator und elektroakustische Wandler

Anwendungsmöglichkeiten bei der Ableitung früher akustisch evozierter Potentiale (FAEP)

Ernst Schäfer, Konrad Maurer und Harald Leitner

Zusammenfassung Die Messung von Schalldruckverläufen an Kopfhörern unterschiedlicher Bauart auf elektrische Impulse ergab in einem künstlichen Gehörgang erhebliche Differenzen. Dies traf insbesondere für Reizformen zu, die bei der Ableitung der FAEP üblich sind. Durch Variation des elektrischen Impulsablaufes mit Hilfe eines programmierbaren Reizgerätes konnte gezeigt werden, daß sich der Schalldruckverlauf durch Änderungen des Reizmusters in der Weise beeinflussen läßt, daß gewünschte akustische Impulssignale im künstlichen Gehörgang annäherungsweise entstehen.

Einleitung

In Veröffentlichungen über frühe akustisch evozierte Potentiale wurden bislang von den meisten Autoren rechteckförmige Spannungsverläufe zur Reizerzeugung beschrieben. Wenige Autoren berichteten über Ergebnisse nach sinusförmigen elektrischen Impulsen (Stecker, 1974; Suzuki et al., 1977; Maurer et al., 1979), wobei auch hier identische Schalldruckverläufe im Gehörgang nicht erreicht wurden. Impulsen mit Gauss-Funktion als Umhüllender werden Vorteile gegenüber Rechteckreizen zugeschrieben (Davis, 1976).

Verschiedene elektrische Reize und unterschiedliche akustische Muster tragen neben anderen technischen Faktoren dazu bei, daß FAEP-Ergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen kaum miteinander verglichen werden können (Picton et al., 1974; Rowe, 1978), wobei Kopfhörer mit unterschiedlichen Übertragungseigenschaften einen Teil der Problematik bedingen. Unter den gegebenen Umständen ist es verständlich, daß jedes Labor gezwungen ist, eigene statistische Daten an einem Normalkollektiv zu ermitteln. Verschiedene Hörsysteme, die bei FAEP-Ableitungen eingesetzt werden, sollen diskutiert werden (Hughes und Fino, 1980).

Mit veränderbaren Reizen aus dem programmierbaren Audiostimulator wurden die akustischen Eigenschaften von elektrodynamischen und elektrostatischen Kopfhörern untersucht. Im Vordergrund stand das Auffinden von Reizformen und Kopfhörern, die eine günstigere Synchronisation neuronaler cochleärer Einheiten und somit eine bessere Reproduzierbarkeit der im Nanovoltbereich liegenden FAEP in Aussicht stellen.

Methode

Um die o.g. Fragestellung zu untersuchen, wurde ein programmierbares Reizgerät konzipiert und gebaut. Das Gerät erlaubt die Erzeugung aller wichtigen elektrischen Reizformen. Ein Blockschaltbild soll in Abb. 1 wiedergegeben werden. Gebräuchliche Kleinrechner können für diese Anwendung nur bedingt eingesetzt werden, da ihre Taktgeschwindigkeit für die ge-

Introduction

In publications concerning early auditory evoked potentials, most authors have hitherto described rectangular voltage curves for the generation of stimuli. Few authors reported results with sinusoidal electrical pulses (Stecker, 1974; Suzuki et al., 1977; Maurer et al., 1979) in which also identical sound pressure curves were not achieved in the ear canal. Advantages were ascribed to pulses with Gauss function as envelopes compared with rectangular stimuli (Davis, 1976).

Various electrical stimuli and different acoustic patterns along with other technical factors indicate that EAEP results from different working groups hardly bear comparison with one another (Picton et al., 1974; Rowe, 1978), in which respect part of the problem is caused by headphones with different transmission characteristics. Under the existing circumstances it is understandable that each laboratory is forced to compile its own statistical data on a group of test persons with normal hearing ability. Different headphone systems used in EAEP recordings are discussed (Hughes and Fino, 1980).

The acoustic characteristics of electrodynamic and electrostatic headphones were investigated with variable stimuli from the programmable audiostimulator. Prominently featured was the search for types of stimuli and headphones which will offer the prospect of better synchronization of neuronal cochlear units and thus improved reproducibility of the EAEP which are in the nanovolt range.

Method

A programmable stimulation unit was designed and constructed in order to investigate the situation as outlined above. This instrument generates all the main types of electrical stimuli. Fig. 1 presents a block schematic diagram. Normal small computers can only be employed to a restricted extent for this purpose, since their clock speed is not adequate for the required accuracy of the pulse display.

Programmable audiostimulator and electroacoustic transducers

Application for the stimulation of early auditory evoked potentials (EAEP)

Summary The measurement of sound pressure curves at headphones of different construction in response to electrical pulses in an artificial ear canal resulted in considerable differences. This concerns, in particular, types of stimuli normally used in the recording of the EAEP. By varying the electrical pulse curve using a programmable stimulator, it can be shown that the sound pressure curve can be influenced by changing the pattern of the electrical stimulus in such a way that desired acoustic pulse signals can be produced to an approximate extent in the artificial ear canal.

forderte Genauigkeit der Impulsdarstellung nicht ausreicht.

Im folgenden sollen die Eigenschaften des Gerätes stichwortartig aufgelistet werden:

- Manuelle oder externe Programmierung
- Austauschbarer Speichereinschub zur wahlweisen Verwendung von Festwertspeichern
- 64 Adressen (Erweiterung auf 256 möglich)
- 256 Amplitudenstufen pro ausgelesene Adresse
- Quarzoszillatorfrequenz 10 MHz; vor dem Digital-Analog-Wandler 2.5 MHz; über Codierschalter einstellbare Auslesegeschwindigkeiten mit Taktfrequenzen von 2.5 kHz bis 2.5 MHz
- Ausregelzeit des Digital-Analog-Wandlers besser als 380 Nanosekunden (entsprechend 2.6 MHz) bei einer Ausgangsspannung von 0 bis 2.56 V
- Phasenumschaltung oder automatischer Phasenwechsel
- Kontinuierliches Auslesen des Speichers oder Abruf durch einen Triggerimpuls
- Nach dem Auslesen durch ein Triggersignal kann ein beliebiger Ausgangspegel gehalten werden, so daß die Wahl einer beliebigen Bezugsspannung möglich ist (Untersuchung von Antworten auf Spannungssprünge)
- Aufbau in Normeinschüben mit 19"-Gehäuse, Schutzklasse I

Mit diesen Daten läßt sich bei Verwendung von 25 ausgelesenen Werten/Periode und damit niedrigem Klirrfaktor noch eine Sinusfunktion von 100 kHz auslesen. Der nachfolgende Leistungsverstärker weist hierfür entsprechende Eigenschaften auf.

In einem Kunstkopf (Sennheiser) wurde der Gehörgang auf 28 mm verlängert und entsprach somit in etwa dem äußeren Gehörgang beim Menschen. In die äußere Hälfte des künstlichen Gehörganges wurde Stahlwolle eingebracht, um annäherungsweise die Dämpfungsverhältnisse im menschlichen Gehörgang zu erreichen. An der Stelle des Trommelfelles wurde ein Kondensatormikrofon (Brüel & Kjaer, Typ 4136) angebracht und der künstliche Gehörgang am Mikrofon luftdicht verschlossen (Abb. 2). Der Schalldruck-

The characteristics of the instrument are summarized below:

- Manual or external programming
- Exchangeable memory module for the optional use of ROM's
- 64 addresses (extension to 256 possible)
- 256 amplitude stages per address
- Crystal oscillator frequency 10 MHz; in front of the digital/analog converter 2.5 MHz; read-out speeds adjustable by coding switch with clock frequencies from 2.5 kHz to 2.5 MHz
- 10 mV amplitude stages, linearity better than 0.2%
- Settling time of the digital/analog converter better than 380 nanoseconds (corresponding to 2.6 MHz) with an output voltage from 0 to 2.56 V
- Manual or automatic change of phase
- Continuous read-out from the store or call-up by a trigger pulse
- After the read-out by a trigger signal, any output level can be maintained thus allowing selection of any reference voltage (investigation of responses to voltage transients)
- Design using standard modules with 19" housing, protection class I.

With the use of 25 values/period read out and the associated low distortion, the data will also permit the read-out of a sinusoidal function of 100 kHz. The following power amplifier is designed with the appropriate characteristics in this respect.

In an artificial head (Sennheiser), the ear canal was extended to 28 mm thus corresponding approximately to the external auditory canal in humans. Steel wool was inserted in the outer half of the artificial ear to obtain an approximation of the attenuation conditions in the human auditory canal. A condenser microphone (Brüel & Kjaer, type 4136) was fitted in place of the eardrum and the artificial ear canal was closed with an airtight seal at the site of the microphone (Fig. 2). The sound pressure curve was recorded with a precision sound level meter (Brüel & Kjaer, type 2209) and an oscilloscope providing the visual display. In this way, acoustic patterns could be tested using different stimuli

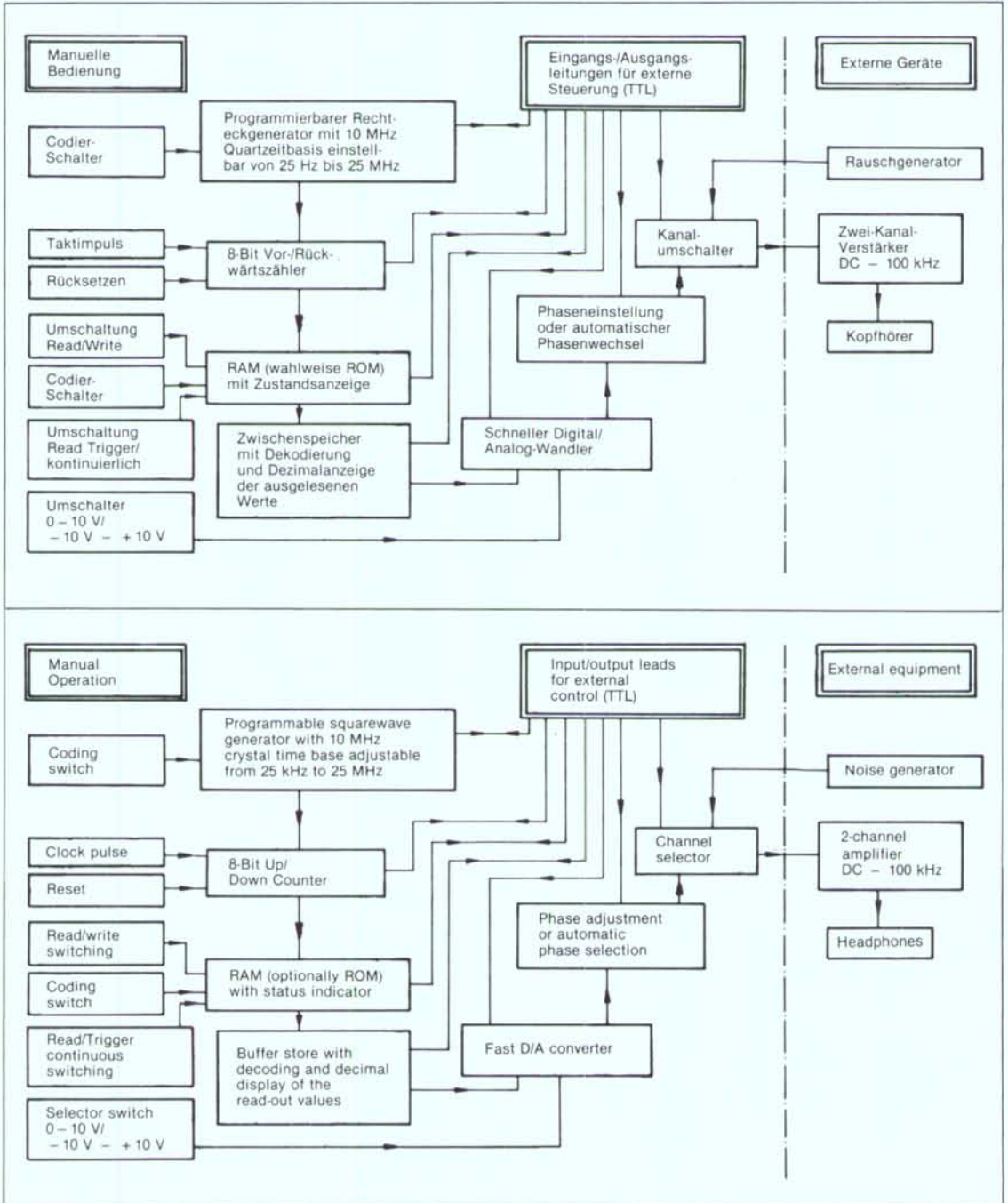


Abb. 1 Blockschnittbild des Audiostimulators

Fig. 1 Block schematic diagram of the audiostimulator

verlauf wurde mit einem Präzisions-Schallpegelmesser (Brüel & Kjaer, Typ 2209) registriert; die optische Darstellung erfolgte auf einem Oszillographen. Nach Anlegen von verschiedenen Kopfhörern am Kunstkopf konnte somit das akustische Muster auf unterschiedliche Reize hin überprüft werden.

Verwendete Kopfhörer

- 1) Stax MK III (elektrostatischer Hörer)
- 2) Elektret-Kopfhörer (Philips) 6325
- 3) Beyer DT 48 (elektrodynamischer Hörer)

Die Darstellungen der elektrischen Impulse und der Schalldruckverläufe gehen aus Abb. 3, 4 und 5 hervor.

Ergebnisse

Bei der Wahl der Reizformen beschränkten wir uns auf die von uns bislang verwendete Sinushalbwellen mit einer Dauer von $250 \mu\text{s}$ (Maurer und Mitarb., 1980), auf einen Rechteckreiz ($100 \mu\text{s}$) und auf einen für den Kopfhörer Nr. 1 programmierten optimierten Reiz. In Abb. 3 sind die akustischen Reizantworten der drei Kopfhörer auf einen Rechteckreiz hin und in Abb. 4 auf eine Sinushalbwellen hin wiedergegeben. In Abb. 5 verwendeten wir den für den Kopfhörer 1 optimierten Reiz.

Bei der Programmierung wurde auf eine primär steile Flanke und auf einen Ablauf ohne nennenswerte Nachschwankungen im Schalldruckverlauf geachtet.

after applying various headphones to the artificial head.

Headphones used

- 1) Stax MK III (electrostatic receiver)
- 2) Electret headphone (Philips) 6325
- 3) Beyer DT 48 (electrodynamical receiver)

Figs. 3, 4 and 5 provide illustrations of the electrical pulses and the sound pressure curves.

Results

When selecting the types of stimulation, we restricted ourselves to the sinusoidal half-wave with a duration of $250 \mu\text{s}$ used hitherto (Maurer et al., 1980), to a rectangular stimulus ($100 \mu\text{s}$) and to a stimulus with programmed optimization for headphone No. 1. Fig. 3 shows the acoustic responses of the three headphones to a rectangular stimulus and in Fig. 4 to a sinusoidal half-wave. In Fig. 5, we used the stimulus optimized for headphone 1.

In the programming, attention was paid to get a stimulus pulse with short rise time and without any great residual fluctuations in the sound pressure curve. Following the attack time, the attempt was made to influence the recovery time by appropriate opposing voltages. The investigations revealed that above all the recovery time could be changed with small changes in the type of electrical stimulation, when using both

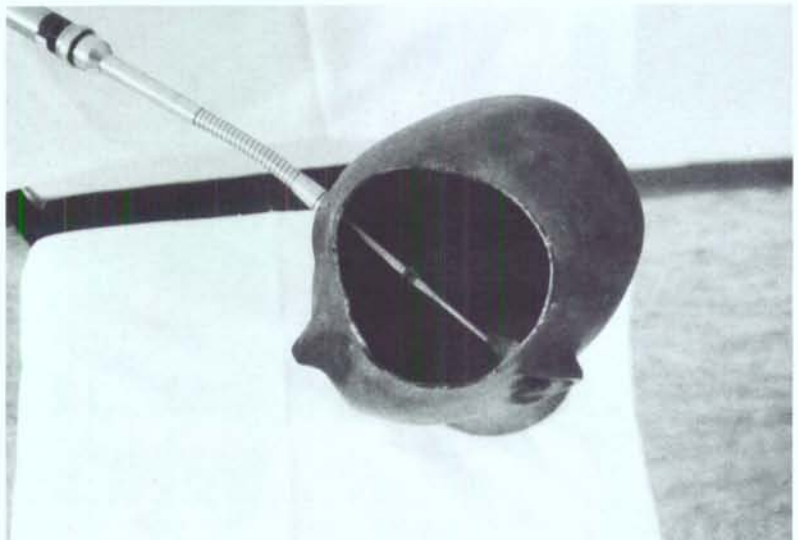


Abb. 2 Versuchsaufbau mit Kunstkopf und Kondensatormikrofon

Fig. 2 Test arrangements with artificial head and condenser microphone

Nach dem Einschwingvorgang wurde versucht, das Ausschwingverhalten durch entsprechende Gegenspannungen zu beeinflussen. Die Untersuchungen zeigten, daß sich vor allem das Ausschwingverhalten sowohl bei elektrodynamischen als auch bei elektrostatischen Hörern schon bei kleinen Änderungen der elektrischen Reizform verändern läßt. Das elektrostatische System folgte den elektrischen Programmierschritten mit größerer Präzision.

Eine beliebige Änderung des akustischen Reizablaufes ließ sich dabei allerdings nicht erreichen, da das akusti-

electrodynamic and electrostatic receivers. The electrostatic system followed the electrical programme steps with greater precision.

Changes in the acoustic stimulation process could not, however, be obtained unrestrictedly, since the acoustic pattern is determined to a considerable extent by the transmission characteristics of the electroacoustic transducers. When using the programmed stimulation, therefore, the optimum type of electrical stimulation also had to be reascertained for each headphone system. This is illustrated in Fig. 5.

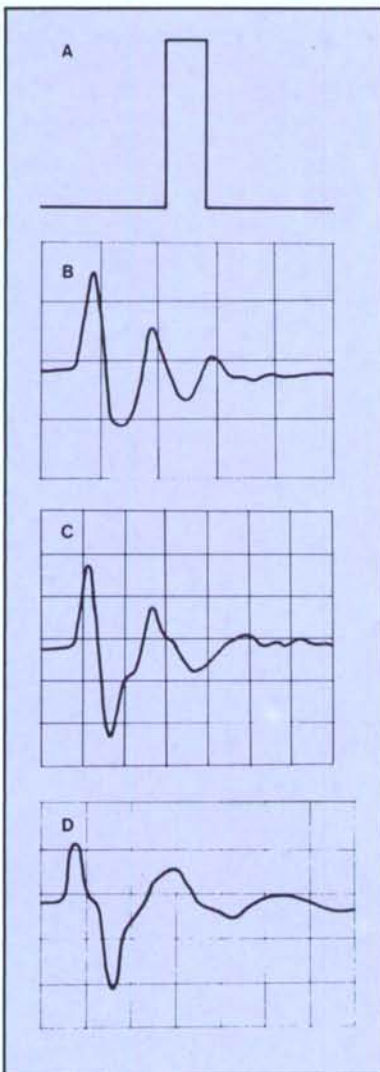


Abb. 3 Schalldruckverläufe nach einem Rechteckreiz

- A Rechteckreiz mit einer Dauer von $100 \mu\text{s}$
 B Akustische Reizantwort des Kopfhörers Stax MK III
 C Akustische Reizantwort des Kopfhörers Elektret
 D Akustische Reizantwort des Kopfhörers Beyer DT 48

Fig. 3 Sound pressure curves associated with a rectangular stimulus

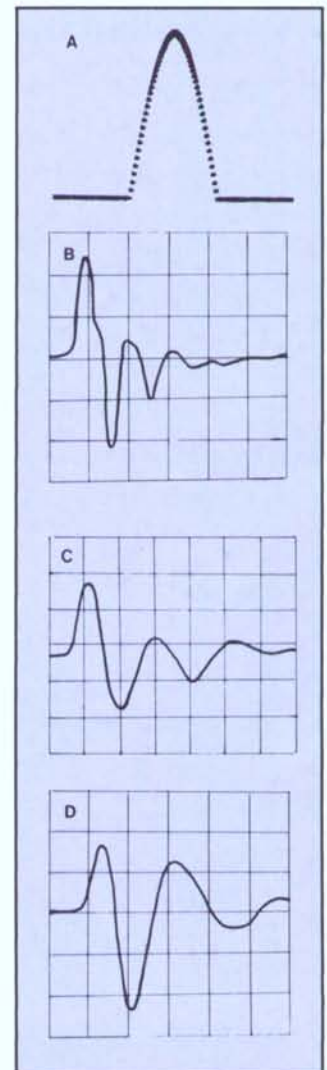
- A Rectangular stimulus of $100 \mu\text{s}$ duration
 B Acoustic evoked response of the headphones Stax MK III
 C Acoustic evoked response of the headphones Elektret
 D Acoustic evoked response of the headphones Beyer DT 48

Abb. 4 Schalldruckverläufe nach einer Sinushalbwellen

- A Sinushalbwellen mit einer Dauer von $250 \mu\text{s}$
 B-D Akustische Reizantworten der Kopfhörer Stax MK III, Elektret und Beyer DT 48

Fig. 4 Sound pressure curves associated with a sinusoidal half-wave

- A Sinusoidal half-wave of $250 \mu\text{s}$ duration
 B-D Acoustic evoked responses of the headphones Stax MK III, Elektret and Beyer DT 48



sche Muster in erheblichem Ausmaß von den Übertragungseigenschaften der elektroakustischen Wandler geprägt wird. Beim Einsatz des programmierten Reizes mußte deshalb auch für jedes Kopfhörersystem die optimale elektrische Reizform neu ermittelt werden. Dies geht aus Abb. 5 hervor.

Als weiteres Ergebnis zeigte sich eine Änderung des Schalldruckes im »Gehörgang« bei geringen Verschiebungen des Kopfhörersitzes, bei differentem Anpreßdruck, bei Verwenden von Kopfhörermuscheln mit unterschiedlicher Elastizität und beim Einbringen von an-

A further result was a change in the sound pressure in the "ear canal" with slight shifts in the position of the headphone, with different application pressure, in the use of headphone ear cushions of varying elasticity and with the introduction of a different kind of attenuation into the artificial ear canal.

Discussion

Hitherto, little significance was attributed to the acoustic stimulation process when describing the evaluation of the EAEP. Most authors referred only to the

Abb. 5 Schalldruckverläufe nach dem programmierten Reiz

A Elektrischer Reizablauf

B-D Akustische Reizantworten der Kopfhörer Stax MK III, Elektret und Beyer DT 48

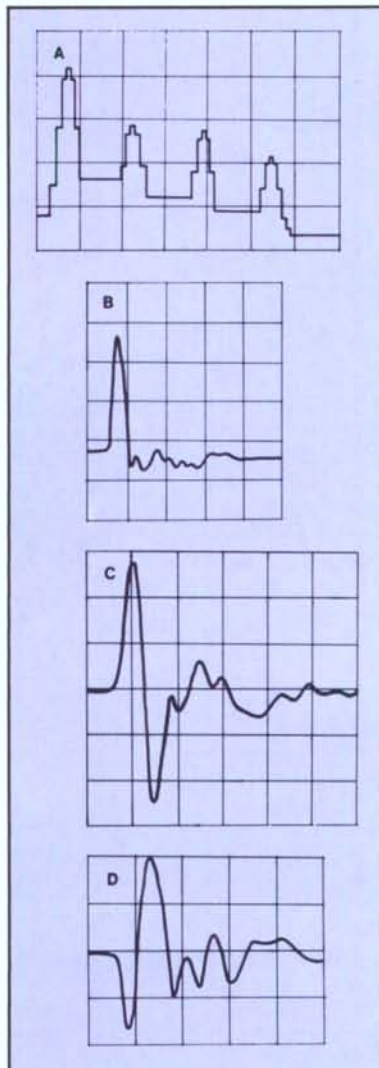
Die Amplituden der Abb. 3, 4 und 5 sind nicht geeicht. Das Zeitraster für die Teile B, C und D der Abb. repräsentiert einen Zeitabschnitt von 0,3 ms/Kästchen. Die unterschiedliche Größe der Zeitraster ist durch Entfernungsunterschiede bei der Aufnahme bedingt. Die Triggerung des Oszillographen erfolgte mit Beginn des elektrischen Reizes. Aus unterschiedlichen Abständen der Kopfhörermembran zum Meßmikrofon resultierte gelegentlich ein zeitlicher Unterschied der initialen Auslenkung der akustischen Muster.

Fig. 5 Sound pressure curves associated with the programmed stimulus

A Electrical stimulation process

B-D Acoustic evoked responses of the headphones Stax MK III, Electret and Beyer DT 48

The amplitudes of Figs. 3, 4 and 5 are not calibrated. The time-slot pattern for sections B, C and D in the illustration represents an interval of 0.3 ms/square. The varying size of the time-slot pattern is caused by variations of distance during recording. The oscilloscope is triggered at the start of the electrical stimulation. Occasionally, due to varying distances between the headphone diaphragm and the standard microphone, the time of the initial deflection of the acoustic pattern varies.



dersartigem Dämpfungsmaterial in den künstlichen Gehörgang.

Diskussion

Dem akustischen Reizablauf wurde bislang bei der Beschreibung der Ableitung der FAEP wenig Bedeutung zugemessen. Die meisten Autoren erwähnten lediglich die Dauer des elektrischen Rechteckimpulses. *Salomon* und *Elberling* (1972), *Ornitz* und *Walter* (1975) und *Davis* (1976) beschrieben elektrische und akustische Reizabläufe, z.T. verschiedene Stimulusarten und deren akustische Spektren. In einer eigenen Arbeit haben wir den akustischen Ablauf in einem künstlichen Ohr nachvollzogen (*Maurer* und Mitarb., 1980). In der starren Kammer (Brüel & Kjaer, Typ 4132) zeigte sich dabei eine sinusförmige Schwingung mit mehreren Nachschwankungen, wobei der Reizablauf nach ca. 1 ms abgeklungen war.

Um den Versuchsablauf konstant zu halten, wurde die elektroakustische Umwandlung modellhaft am Kunstkopf nachvollzogen. Die Länge des »Gehörganges« entsprach den Verhältnissen am menschlichen Ohr. Die Dämpfungseigenschaften konnten nur annäherungsweise erreicht werden. Kuppler (z.B. Zwislocki-Ohrsimulator), wie sie zur Testung von Hörgeräten benützt werden, konnten aufgrund der Abmessungen unserer Kopfhörer nicht eingesetzt werden.

Der Durchmesser des Kondensatormikrophons lag mit 1/4" (quarter inch) in der Größenordnung des menschlichen Trommelfells. Auch der Tatsache, daß das Trommelfell nicht senkrecht zur Horizontalachse des äußeren Gehörganges steht, wurde Rechnung getragen durch eine Neigung des Kondensatormikrophons nach unten und vorne (Abb. 2). Wir erreichten durch dieses Vorgehen eine gute Annäherung an die anatomischen Gegebenheiten im menschlichen Gehörgang.

Die derzeit gebräuchlichen Reizgeräte besitzen meist nur die Fähigkeit, elektrische Rechteckimpulse und Sinuswellen zu produzieren. Eine Einstellung der Anstiegsteilheit des Schalldruckverlaufs durch eine Frequenzänderung der Sinuswelle ist dabei begrenzt möglich; der weitere Verlauf des Schalldruckes wird aber weitgehend von den Eigenschaften des Kopfhörers bestimmt.

Ziel war, den akustischen Reizablauf im »Gehörgang« zu optimieren mit Schalldruckverläufen, die erstens Spannungen nur einer Polarität am Meßmikrophon erzeugen (im »Gehörgang« würden dann im wesentlichen nur positive bzw. negative Druckwerte gegenüber dem Außendruck während des gesamten Impulsablaufs vorliegen) und zweitens eine Auslenkung der Kopfhörermembran mit wenig Nachschwankungen bewirken. Dies geschah unter der Vorstellung, daß Aus-

duration of the electrical rectangular pulse. *Salomon* and *Elberling* (1972), *Ornitz* and *Walter* (1975) and *Davis* (1976) described electrical and acoustic stimulation processes and to some extent, different types of stimuli and their acoustic spectra. In our own work, we simulated the acoustic process in an artificial ear (*Maurer* et al., 1980). Using a cartridge (Brüel & Kjaer, type 4132), a sinusoidal oscillation was observed with several residual fluctuations in which the stimulation material faded away after approx. 1 ms.

In order to keep the test process constant, the electroacoustic transformation was simulated on the artificial head. The length of the "ear canal" corresponded to the conditions in the human ear. The attenuation properties were only able to be approximated. Couplers (e. g. Zwislocki ear simulator), as are used for testing hearing aids, were not suitable for use due to the dimensions of our headphones.

The 1/4" diameter of the condenser microphone was in the order of magnitude of the human eardrum. The fact that the eardrum is not perpendicular with respect to the horizontal axis of the external auditory canal was also taken into account by tilting the condenser microphone forwards and downwards (Fig. 2). By this procedure, we were able to achieve a good approximation to the anatomical conditions in the human auditory canal.

The stimulation units used hitherto are usually only capable of producing electrical rectangular pulses and sinusoidal waves. Adjustments in the rise time of the sound pressure curve by changing the frequency of the sinusoidal wave is possible to a limited extent, but the further course of the sound pressure is largely determined by the characteristics of the headphones.

The object was to optimize the acoustic stimulation process in the "ear canal" with sound pressure curves which firstly generate voltages of only one polarity at the standard microphone (in the "ear canal" there would then be largely only positive or negative pressure values with respect to the external pressure during the entire pulse sequence) and secondly cause a deflection of the headphone membrane with few residual fluctuations. This was done with the idea that recovery times with efficiently short rise time and sufficient amplitude could lead to further neuronal activity in the acoustic system. This assumption was supported by the observation that in the case of an insonation with a continuous tone, an AC voltage can be recorded inside and outside the cochlea which is proportional to the sonic stimulation in frequency, amplitude and phase over a wide range. This voltage is termed the microphone potential (CM) (*Keidel*, 1975). *Schwent* and *Jewett* (1980) also succeeded in recording these poten-

schwingvorgänge mit ausreichender Steilheit und Amplitude zu weiterer neuronaler Aktivität im akustischen System führen könnten. Gestützt wird diese Annahme durch die Beobachtung, daß bei einer Dauertonbeschallung innerhalb und außerhalb der Cochlea eine Wechselspannung registriert werden kann, die in einem großen Bereich in Frequenz, Amplitude und Phase dem Schallreiz proportional ist. Diese Spannung wird als Mikrofonpotential (CM) bezeichnet (Keidel, 1975). Schwent und Jewett (1980) ist es gelungen, diese Potentiale ohne wesentliche Verzerrungen auch am Vertex von Katzen abzuleiten. Eine ähnlich exakte akustisch-elektrische Wandlung ist auch für kurze Reizabläufe denkbar, d.h. kurz aufeinander folgende Schalldruckanteile können weitere Aktionspotentiale generieren. Obwohl die exakte Informationskodierung des Signals in Aktionspotentiale an weiterführenden Neuronen noch nicht hinreichend bekannt ist, könnte dadurch eine Verschlechterung der Synchronisation von Aktionspotentialen, die als Folge des ersten Maximums des Schalldruckimpulses erzeugt werden, entstehen. Diese am künstlichen Gehörgang gewonnenen Erkenntnisse müssen noch durch Untersuchungen an Normalhörenden und Patienten mit Läsionen im Bereich der Hörbahn bestätigt werden.

Mit dem programmierbaren Audiostimulator wurde zunächst der Kopfhörer mit dem besten Einschwingverhalten ermittelt. Dieser Schallgeber (Stax MK III, Nr. 2) gehörte zu den elektrostatistischen Systemen. Auch die Wiedergabe aller anderen Kopfhörer ließ sich durch programmierte Änderungen der elektrischen Reizform beeinflussen. Die dafür erforderlichen Programme wurden zunächst empirisch ermittelt. Erfolgversprechender ist sicherlich eine rechnergesteuerte Approximation durch fortlaufende Messungen des Schalldruckes im Gehörgang (Hoke et al., 1980). Durch Änderungen der elektrischen Impulsform kann dadurch eine gute Annäherung an den gewünschten akustischen Ablauf erreicht werden. Die Verwendung des programmierten Reizes in der klinischen Routine wäre sicherlich dann optimal, wenn es gelingen würde, einen vorgegebenen Schalldruckverlauf bei allen Untersuchungen zu erreichen.

Es soll nicht verschwiegen werden, daß die Verlängerung des elektrischen Reizes bei der Optimierung zu einer Zunahme des Artefaktes führt. Beim Einsatz eines Phasenwechslers läßt sich dieses Problem reduzieren. Eine andere Möglichkeit einer Artefaktunterdrückung besteht in der Abschirmung der Kopfhörer. Bei Verwendung von Metallfolien mit hoher Permeabilitätskonstante konnte bislang nur eine Effektivität von 10 dB bei entsprechender Verkleinerung des Artefaktes erreicht werden. Bei ähnlichen Untersuchungen ge-

tials on the vertex of cats without any large distortions. A similar exact acoustico-electric conversion is also conceivable for short stimulation processes, i.e. short sequential sound pressure components can generate additional action potentials. Although the exact information coding of the signal in action potentials at onward-conducting neurons is not yet sufficiently known, a deterioration in the synchronization of action potentials generated as a result of the first maximum of the sound pressure pulse could occur. These findings obtained on the artificial ear canal still have to be confirmed by examinations on persons with normal hearing and patients with lesions in the region of the auditory pathway.

To begin with, the headphone with the best transient response was ascertained by means of the programmable audiostimulator. This sound source (Stax MK III, No. 2) was an electrostatic receiver. Also the reproduction of all other headphones could be influenced by programmed changes in the type of electrical stimulation. The programme required for this was firstly determined empirically. A greater prospect of success is that on a computer-controlled approximation by continuous measurements of the sound pressure in the auditory canal (Hoke et al., 1980). Changes in the shape of the electrical pulse can thereby enable a good approximation to the desired acoustic process. The use of programmed stimulation in the clinical routine would then certainly be at an optimum if it were possible to obtain a stipulated sound pressure curve for all examinations.

We should not hide the fact that the prolonging of the electrical stimulation in the optimization leads to an increase in artifacts. This problem can be reduced by introducing a change in phase. Another possibility of suppressing artifacts is by shielding the headphones. Up to now, it was only possible to achieve a moderate reduction of the artifact when using metal foils with high permeability constants. In similar investigations, Boston and Ainslie (1979) achieved results of the same order of magnitude.

In conclusion, our measurements were thus able to demonstrate that to some extent considerable differences appear in the sound pressure curve as well as in the use of different headphones and with different types of electrical stimulation. The EAEP recordings are thereby influenced in a relevant way and this was confirmed by several measurements on normal persons. The results obtained on the artificial head certainly reveal deviations which can also be expected in the human auditory canal. Measurements with a probe microphone (Brüel & Kjaer, type 4170) in the external auditory canal in the immediate vicinity of the eardrum have already been carried out and will be described elsewhere.

langten *Boston Ainslie* (1979) zu Ergebnissen in der gleichen Größenordnung.

Zusammenfassend konnte somit durch unsere Messungen gezeigt werden, daß zum Teil erhebliche Unterschiede im Schalldruckverlauf sowohl bei der Verwendung von verschiedenen Kopfhörern als auch bei unterschiedlichen elektrischen Reizformen auftreten. Die FAEP-Ableitungen werden dadurch relevant beeinflusst, was durch einige Messungen an Normalpersonen bestätigt werden konnte. Die am Kunstkopf gewonnenen Ergebnisse zeigten mit Sicherheit Abweichungen, die auch am menschlichen Gehörgang zu erwarten sind. Messungen mit einem Sondenmikrofon (Brüel & Kjaer, Typ 4170) im Meatus acusticus externus in unmittelbarer Nähe des Trommelfells sind bereits durchgeführt worden und sollen an anderer Stelle beschrieben werden.

Literatur/References

- Boston, J. R. and Ainslie, P. J. (1979): Effectiveness of earphone shielding for artifact control in auditory evoked potentials. *IEEE Transactions on biomedical engineering*. Vol. BME-26, No. 5.
- Davis, H. (1976): Principles of electric response audiometry. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 85, (Suppl.) 28, (3), Part 3.
- Hoke, M., Lütkenhöner, B., Boppert, E.: Compensation of the transfer function of mechano-electrical transducers for periodic signals by inverse filtering. *Scand. Audiol.*, 1980, Suppl. 11.
- Hughes, J. R. and Fino, J. (1980): Usefulness of piezoelectric earphones in recordings of the brain stem auditory evoked potentials. A new early deflection. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 48, 357-360.
- Keidel, W. D. (1975): *Physiologie des Gehörs*, Thieme Stuttgart.
- Maurer, K., Leitner, H., Schäfer, E. und Hopf, H. C. (1979): Frühe akustisch evozierte Potentiale, ausgelöst durch einen sinusförmigen Reiz. *Dtsch. med. Wschr.* 104, 546-550.
- Maurer, K., Schäfer, E., Hopf, H. C., and Leitner, H. (1980): The location by early auditory evoked potentials (EAEP) of acoustic nerve and brainstem demyelination in multiple sclerosis (MS). *J. Neurol.* 223, 43-58.
- Ornitz, E. M., Walter, D. O. (1975): The effect of sound pressure wave-form on human brain stem auditory evoked responses. *Brain Res.* 92, 490-498.
- Picton, T. W., Hillyard, S. A., Krausz, H. I., Galambos, R. (1974): Human auditory evoked potentials. I. Evaluation of components. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 36, 179-190.
- Rowe, M. J. (1978): Normal variability of brain stem auditory evoked responses in young and old subjects. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 44, 459-470.
- Salomon, G., Elberling, C. (1971): Cochlear nerve potentials recorded from the ear canal in man. *Acta Otolaryngol.* 71, 319-325.
- Schwent, Y. L., Jewett, D. L. (1980): Far-field cochlear microphonic responses to continuous pure tones recorded from the scalps of cats. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 48, 527-534.
- Stecker, M. (1974): Einfluß der Click-Flankensteilheit auf die frühen Reizantworten des Hörsystems. *Arch. Oto.-Rhino.-Laryng.* 206, 225-234.
- Suzuki, T., Hirai, Y., Horiuchi, K. (1977): Auditory brain stem responses to pure tone stimuli. *Scand. Audiol.* 6, 51-56.

PTB-Bauartnummern

Für die nachstehend aufgeführten Hörerätetypen sind aufgrund der »Bedingungen für die Bauartprüfung von Hörgeräten durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) vom 1. Januar 1979« Bauartnummern erteilt worden.

Die zugehörigen Datenkataloge werden von den Antragstellern veröffentlicht.

Antragsteller: applicant:	Bauartnummer: / Datum PTB type test number: / date:	Typbezeichnung: type designation:
Oticon GmbH, Hamburg	319 12. 3. 1980	Oticon E 11 C
Siemens AG, Erlangen	321 9. 6. 1980	Auriculina 24 PP-AGC-I-H
Danavox GmbH, Krefeld	322 31. 7. 1980	745 AGC

PTB Type Test Numbers

PTB type test numbers were granted for the hearing aid types listed below in accordance with the "Conditions for the type test for hearing aids carried out by the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) of 1. 1. 1979".

The corresponding data catalogues are published by the applicants.