

## Vorläufiges Programm

Freitag,  
16.11.2001

- 14.00 Uhr                      Eröffnungsvortrag  
W. Linß, Jena  
**Zu Möglichkeiten und Grenzen der morphologischen Erfassung von Lärmschäden in der Cochlea von Meerschweinchen**
- 14.40 Uhr                      H. Hessel, Hannover  
**Neural Response Telemetry (NRT™) - ein Tool für die MAP-Erstellung**
- 15.00 Uhr                      M.Schmidt, C. Garnham, Innsbruck  
**EABR-Messungen unter Verwendung von Pulsburst Stimuli**
- 15.20 Uhr                      T. Steffens, Regensburg  
**E-BERA-Schwelle bei Nucleus CI24M und CI24Contour und Vergleich mit subjektiven Schwellenangaben bei Kindern**
- 15.40 Uhr                      W. Harnisch, T. Braunschweig, E. Emmerich, F. Gießler, R. Huonker, Jena  
**Akustische Stimulation mit Tönen und Worten bei CI - Patienten - Analyse der evozierten Antworten vom auditiven Kortex bis zu 3 Jahre nach der Implantation**
- 16.00 Uhr                      Pause
- 17.00 Uhr                      E. Stürzebecher, M. Cebulla, K. Fogiel  
**Steady State Potentiale bei hoher Click-Reizrate**
- 17.20 Uhr                      J. Pethe, R. Mühler, Magdeburg  
**Langzeit - Variabilität von AMFR**
- 18.40 Uhr                      R. Mühler, J. Pethe  
**Hörschwellenbestimmung mit Steady-State-Potentialen**
- 18.00 Uhr                      H. von Specht, J. Pethe, R. Mühler, K. Siewert, Magdeburg, Halberstadt  
**Hörschwellenbestimmung bei Kindern mittels AMFR**
- 18.20 Uhr                      M. Cebulla, E. Stürzebecher  
**Methodische Probleme bei der Anwendung von statistischen Tests beim AMFR - Nachweis**
- 20.00 Uhr                      **Gemeinsames Abendessen**

Hörsaal 4  
Helmholtzweg

Weintanne

Sonnabend,  
17.11.2001

S. Hoth, Heidelberg

08.30 Uhr	<u><a href="#">Unser Konzept zur Nutzung der in OAE- und AEP-Messungen enthaltenen Information</a></u>	
09.30 Uhr	<b>Pause</b>	
10.20 Uhr	P. Finkenzeller, Erlangen <u><a href="#">Automatische BERA - Hörschwellenbestimmung mit dem Stufenreiz</a></u>	Hörsaal 4 Helmholtzweg
10.40 Uhr	F. Braunschweig, D. Gehr, J. Steinhoff, Th. Janssen, München <u><a href="#">Tonimpuls-evozierte FAEP und DPOAE I/O-Funktionen bei Normalhörenden und Patienten mit basocochleärer Hörstörung</a></u>	
11.00 Uhr	J.A. Oswald, J. Müller, Th. Janssen, München <u><a href="#">Hörschwellschätzung mit gewichteten extrapolierten DPOAE I/O-Funktionen</a></u>	
11.20 Uhr	U. Reinhold, E. Emmerich, F. Richter, V. Linss, W. Linss, Jena <u><a href="#">Frequenz - spezifische Zerstörung der Cochlea bei Meerschweinchen nach der Einwirkung realistischer Industrieräusche</a></u>	
11.40 Uhr	<b>Pause</b>	
12.00 Uhr	<b>Geschäftssitzung: nächste AGERA findet in <a href="#">Köln</a> statt</b>	

## **Zu Möglichkeiten und Grenzen der morphologischen Erfassung von Lärmschäden in der Cochlea vom Meerschweinchen**

W. Linß, Institut für Anatomie I, Friedrich – Schiller – Universität Jena

Meerschweinchen sind das bevorzugte Tiermodell bei der Erfassung von lärmbedingten Schäden am Hörorgan. Für dieses Modell sprechen einerseits die relativ hohe Lärmempfindlichkeit dieser Tiere und andererseits die gute Zugänglichkeit der Cochlea, so daß durch rasche Fixierung die Voraussetzungen für eine möglichst lebensnahe Erhaltung der Strukturen gegeben sind.

Die lichtmikroskopische Bewertung kann grundsätzlich auf 2 Wegen erfolgen. Durch Schnitttechniken kann eine Cochlea in ca. 8 µm-Schnitte zerlegt werden. Nach Anfärbung kann u. a. das Cortiorgan beurteilt werden, jedoch zeigen nur wenige Schnitte einen für die optimale Bewertung erforderlichen exakten Querschnitt. Aussagen zu bestimmten Anteilen des Cortiorgans sind in der Regel nur unter Verlust der benachbarten Abschnitte möglich. Für eine Aussage über das gesamte Cortiorgan ist die Präparation der Membrana basilaris mit dem aufsitzenden Cortiorgan als Häutchenpräparat möglich. In der Aufsicht können die Reihen der Inneren und Äußeren Haarzellen beurteilt werden. Fehlstellen in diesen Reihen sind als Zelluntergänge zu deuten. Aussagen zur Feinstruktur der Haarzellen sind nur eingeschränkt möglich. Am besten beurteilbar sind die Zellkerne.

Elektronenmikroskopisch bieten sich für feinstrukturelle Untersuchungen mit der Transmissionselektronenmikroskopie einzelne Haarzellen nach Einbettung in Kunstharz und Anfertigung von Ultradünnschnitten an. Die Ultradünnschnitttechnik ist auch für das gesamte Cortiorgan einsetzbar, jedoch erlaubt sie nur Aussagen über sehr kleiner Areale.

In der Scanningelektronenmikroskopie (SEM) können sowohl einzelne Haarzellen untersucht werden als auch in schrittweiser Präparation das Cortiorgan in allen Windungen im Hinblick auf die Ausbildung der Hörhärchen. Fehlende Hörhärchen werden gewöhnlich mit einem Verlust an Haarzellen gleichgesetzt, der quantitativ erfaßt den Umfang eines Lärmschadens charakterisiert.

Der Vergleich funktionell diagnostizierter Schäden mit dem Ergebnis der morphologischen Auswertung ist Gegenstand der Diskussion.

## **Neural Response Telemetry (NRT™) - ein Tool für die MAP-Erstellung**

H. Hessel, Cochlear GmbH Hannover

Der Einsatz eines objektiven Hilfsmittels für die Erstellung einer MAP ist angesichts steigender Patientenzahlen, der eingeschränkten Stellensituation an den Kliniken und dem Bedürfnis nach kürzerer Anpassdauer wünschenswert. Durch eine verbesserte Früherfassung und Diagnose werden zunehmend immer mehr Kleinkinder implantiert, die aufgrund ihres Alters und ihrer Entwicklung nicht in der Lage sind, ihre Höreindrücke zu beschreiben. Dies macht den Einsatz eines objektiven, semi-automatischen Verfahrens zwingend erforderlich. Durch die Verwendung perimodiolarer Elektroden (Contour™) ist der Schwellenverlauf der T- und C-Level über alle Elektroden oftmals nicht linear. Dies erschwert eine rein erfahrungsbedingte Erstellung einer MAP.

Die Neural Response Telemetry (NRT™) mit dem Nucleus 24 Cochlear Implant System ist eine schnelle, nicht-invasive und objektive Methode, um die Hörnervreaktionen bei Elektrostimulation (ECAP) zu registrieren. Hierbei erfolgt die Stimulation und die Messwerterfassung über die Elektroden des Cochlea Implantates (CI), ein portables Programmiersystem (PPS) sowie die neue NRT™ Software V 3.0 B 4 mit Stimulationsraten bis 250 pps für das PPS bzw. bis 400 pps für das CPS. Neben der intraoperativen Bestätigung der Hörnervreaktion ist die Korrelation der T-NRT-Werte (Schwellenwerte) zu der verhaltensphysiologisch ermittelten MAP von besonderem Interesse. Dies betrifft sowohl den Vergleich der intraoperativ ermittelten T-NRT-Werte zur ersten MAP (Initial-MAP) als auch den Vergleich der postoperativen NRT-(basierten) MAP zu der verhaltensphysiologisch ermittelten MAP.

Ergebnisse einer multizentrischen Vergleichsstudie zeigen, dass die Patienten unter den getesteten Bedingungen mit der postoperativen NRT-MAP gleichwertige Ergebnisse in Wort- und Satztest erreichen. Bei Patienten mit hochratigen Strategien (CIS / ACE) sind zusätzliche Korrekturen der NRT-basierten MAPs erforderlich.

NRT™ ersetzt in keinem Fall die Erfahrung und das Fingerspitzengefühl des Audiologen bei der Anpassung, ist aber ein objektives Messverfahren, das ihn in seinen Entscheidungen unterstützen kann. Da weder eine Narkose, Sedierung oder eine zusätzliche Meßapparatur erforderlich sind, ist dieses Verfahren besonders für die am schwersten anzupassenden CI-Patienten, die Kleinstkinder, geeignet.

## **EABR Messungen unter Verwendung von Pulsburst Stimuli**

Marcus Schmidt, Carolyn Garnham

MED-EL Elektromedizinische Geräte GmbH, Innsbruck

Evozierte Potentiale bieten eine objektive Messmethode für die Nervenantwort auf Cochlea-Implantat-Stimulation. Für die Ableitung elektrisch evozierter Hirnstammpotentiale (EABR) werden gewöhnlich Einzelpulsstimuli verwendet. Will man daraus gewonnene Ergebnisse auf den normalen Stimulationsmodus des Implants anwenden (d.h. akustischer Input und Verarbeitungsstrategien wie CIS), zeigen sich jedoch einige Nachteile der Einzelpulsstimulation. Sie führt im Rahmen der EABR-Messung zu einer sehr geringen Gesamtstimulationsrate und daher zu relativ hohen Welle-V Schwellen. Außerdem regen Einzelpulse nur Nervenfasern in einem begrenzten Bereich um die Stimulationselektrode an. Der Standard Stimulationsmodus schließt dagegen einen Großteil der zur Verfügung stehenden Elektroden ein.

Um einige dieser Differenzen auszugleichen, wurden andere Stimuli für die Anwendung bei der EABR untersucht. Es wurden Ableitungen mit zwei Arten von Pulsbursts durchgeführt:

1. Pulsburst mit einer geringen Anzahl an Pulsen, die in unmittelbarer zeitlichen Folge an einer einzelnen Elektrode anliegen („Einzelelektrodenburst“)
2. Pulsburst mit einer geringen Anzahl an Pulsen, die in unmittelbarer zeitlichen Folge an verschiedenen Elektroden anliegen („Multielektrodenburst“).

Die Ableitungen unter Verwendung der Einzelelektrodenbursts zeigen Welle-V Schwellen, die gegenüber den Einzelpulsstimuli um bis zu 26 Prozent (oder etwa 100 µV) niedriger sind. Auch der Multielektrodenburst führt zu reduzierten Schwellen und zeigt zudem steilere Amplitudenfunktionen und größere Welle-V Amplituden. Letzteres verbessert den Signal-Rausch-Abstand und erleichtert die Schwellendetektion.

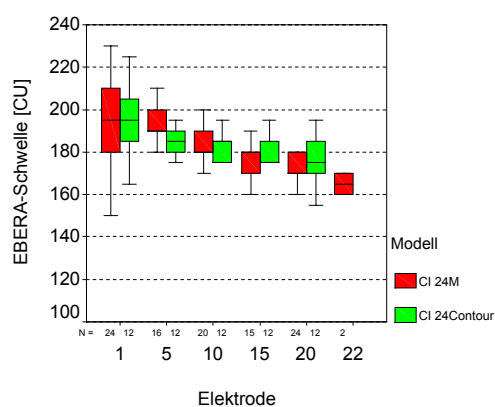
Der Multielektrodenburst führt zwar nicht zu kanalspezifischen Ableitungen, jedoch zeigen sich einige mögliche Vorteile für die klinischen Anwendung. Durch den verbesserten Signal-Rausch-Abstand und die Anregung über eine Anzahl von Kanälen könnte der Multielektrodenburst einen geeigneten Stimulus für einen schnellen, objektiven Test der Hörbahn darstellen.

## E-BERA-Schwelle bei Nucleus CI24M und CI24Contour Implantaten und Vergleich mit subjektiven Schwellenangaben bei Kindern

Thomas Steffens, Univ.-HNO-Klinik Regensburg

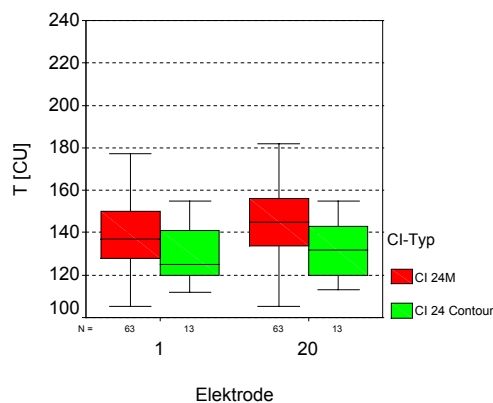
Modiolusnahe Stimulationselektroden, wie die des neuen Nucleus CI24Contour, haben das Potenzial zu einer signifikanten Verringerung der Reizstärke, sowohl im Bereich der elektrischen Hörschwelle, als auch beim überschwelligen Hören gegenüber Elektrodenträgern, die einen größeren Abstand zum Modiolus besitzen. Die Verifizierung dieses Effektes beruht in erster Linie auf subjektiven Angaben zu T- und C-Werten. In der hier vorgestellten Arbeit werden bei Kindern die Ergebnisse einer objektiven Schwellenbestimmung mittels intraoperativer E-BERA mit den subjektiven Schwellenangaben verglichen.

Ausgewertet wurden die intraoperativen E-BERA-Schwellen von 24 Kindern mit dem CI24M und 12 Kindern mit dem CI24Contour. Zum Vergleich wurden bei 63 Kindern mit einem CI24M und 13 Kindern mit einem CI24Contour die subjektiven T- und C-Werte ermittelt. Die

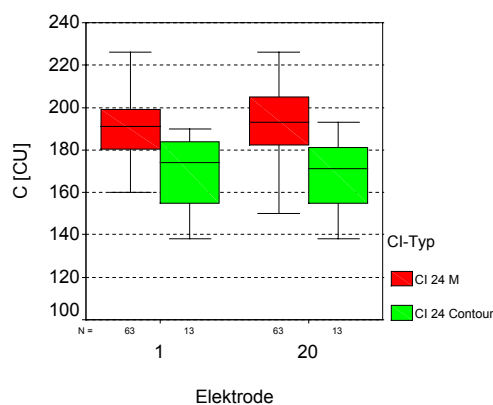


E-BERA wurde intraoperativ mit 5 Stimulationselektroden bestimmt (1-5-10-15-20). Die subjektiven Schwellen wurden bei Elektrode 1 und 20 bestimmt.

Die E-BERA-Schwellen zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Implantaten ( $p: 0,2...0,9$ ). Auch die typische Verringerung der E-BERA-Schwellen bei apikalen Elektroden war bei beiden Implantaten gleich ausgeprägt.



Die subjektiven Schwellenangaben waren hingegen zwischen beiden Implantattypen hochsignifikant unterschiedlich ( $p: 0,03...0$ ), gleichermaßen bei Angaben zum T- als auch bei Angaben zum C-Wert. Der Verringerung der T-Werte betrug 10-15 CU, die der C-Werte 21-23 CU bei Verwendung des CI24Contour.



Obwohl die subjektiven Angaben einen hochsignifikanten Unterschied der T- und C-Werte zwischen den beiden Implantaten aufwiesen, konnte mit der E-BERA kein Unterschied nachgewiesen werden. Da es sich bei den subjektiven Untersuchungen durchwegs um gut kooperierende Kinder handelte, deren Schwellenangaben individuell nicht mehr schwankten, erscheint die intraoperative E-BERA-Schwelle trotz sehr guter Messbedingungen als zu unsensibel zum Nachweis eines Schwellenunterschiedes zwischen den Implantattypen CI24M und CI24Contour.

## **Akustische Stimulation mit Tönen und Worten bei CI -Patienten - Analyse der evozierten Antworten vom auditiven Kortex bis zu 3 Jahre nach der Implantation**

W. Harnisch<sup>1</sup>, T. Braunschweig,<sup>2</sup> E. Emmerich<sup>3</sup>, F. Gießler<sup>4</sup>, R. Huonker<sup>4</sup>

1 Medizinische Fakultät, 2 Institut für Phoniatrie und Pädaudiologie, 3 Institut für Physiologie I, 4 Biomagnetisches Zentrum, Friedrich – Schiller – Universität Jena

Der Vortrag stellt Methodik und erste Ergebnisse einer Arbeit vor, die sich mit der Analyse akustisch evozierter Antworten des auditiven Cortex von Patienten beschäftigt, die mit Cochlea – Implantaten versorgt sind. 10 - 12 Patienten werden bis zu 3 Jahre nach der Implantation betreut und in regelmäßigen Abständen mit Worten und Tönen stimuliert. Die dabei abgeleiteten Antworten des auditiven Cortex werden mit Hilfe der Software *Curry* und *Watisa* ausgewertet. Anschließend sollen sie in ihrer Entwicklung und im Bezug zum Fortschreiten des Sprachverständnisses beurteilt werden.

## **Langzeit-Variabilität von AMFR**

Joachim Pethe und Roland Mühler, Abteilung Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Die Ableitung auditorisch evozierter Potentiale im Rahmen der audiologischen Diagnostik setzt eine ausreichende Reproduzierbarkeit der Resultate voraus. Das Langzeitverhalten von stationären Potentialen wie z.B. den Amplitude Modulation Following Responses (AMFR) war bisher nur von untergeordnetem Interesse. Aus eigenen früheren Experimenten ist bekannt, dass die wiederholte Ableitung von AMFR an den gleichen Probanden Potentiale unterschiedlicher Amplitude ergeben kann.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden an 10 normalhörenden erwachsenen Probanden über einen Zeitraum von acht Monaten regelmäßig AMFR registriert. Als Stimulus kam ein 1 kHz-Sinus-Dauerton zur Anwendung, dessen Amplitude kontinuierlich mit einer Frequenz von 40 Hz oder 80 Hz sinusförmig amplitudenmoduliert wurde. Bei 90% Modulationshub wurden Stimulationspegel von 10, 30 und 50 dB nHL benutzt. Um die Variabilität zu beschreiben wurden die Amplitude und Phase der Potentiale sowie Kohärenzmaße (MSC und CSM) bestimmt.

Es wurde eine beträchtliche intraindividuelle Variabilität besonders in Schwellennähe gefunden. Die gefundenen Resultate werfen die Frage nach der Ursache dieser hohen Variabilität auf. Es gibt deutliche Hinweise, dass die hohe Variabilität keine physiologische Ursache hat sondern vielmehr auf den starken Einfluss des Restrauschens hindeutet.



## **Einfluss der Reststörung auf die Qualität der Hörschwellenbestimmung mit Steady-State-Potentialen**

Roland Mühler und Joachim Pethe Abteilung für Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Die Reduktion der Störung bei der Registrierung von Steady-State-Potentialen erfolgt sowohl durch Mittelung von Signalabschnitten im Zeitbereich als auch durch Diskrete Fourier-Transformation (DFT). Als Reststörung wird oft eine mittlere Amplitudendichte in der Umgebung der Signalfrequenz angegeben. Es wird gezeigt, dass die so definierte Reststörung ähnlich wie bei transienten Potentialen aus der mittleren Amplitude der Störung vorhergesagt werden kann. Die Länge des Analysefensters wird bei Steady-State-Potentialen jedoch nicht durch ein physiologisches Maß (Latenz), sondern nur durch die Gesetze der Signaltheorie bestimmt. Somit sind Mittelung im Zeitbereich und DFT äquivalent und die Reststörung hängt nur von der mittleren Amplitude der Störung und der Messzeit ab.

Für 1073 Registrierungen von Amplitude Modulation Following Responses (AMFR) an 10 Erwachsenen und 26 Kindern wurde der mittlere RMS-Wert der Störung bestimmt. Dabei zeigte sich eine sehr große interindividuelle und intraindividuelle Variabilität. Überträgt man diese Variabilität auf die Reststörung bei konstanter Messzeit, so müssen die mit diesem Verfahren gewonnen Hörschwellen ebenfalls eine beträchtliche Ungenauigkeit aufweisen.

In Simulationsrechnungen mit Registrierungen der Störung ohne Stimulus und nachträglich eingefügtem Signal bekannter Amplitude wird diese Hypothese bestätigt. Wir leiten daraus die Forderung ab, Registrierungen von Steady-State-Potentialen zur Hörschwellenbestimmung nicht mit konstanter Messzeit sondern mit einem Abbruchkriterium bei vorher vereinbarter Reststörung durchzuführen.

## Unser Konzept zur Nutzung der in OAE- und AEP-Messungen enthaltenen Information

S. Hoth, Univ.-HNO-Klinik Heidelberg

Zur diagnostischen Verwertung der Information, die durch die Messung der otoakustischen Emissionen (OAE) und akustisch evozierten Potentiale (AEP) erhalten werden kann, ist eine Datenreduktion erforderlich, für die sich unterschiedliche ortstypische Konzepte etabliert haben. Im Extremfall wird die Gesamtheit der Information über Vorbereitung, Ablauf, Qualität und Inhalt der Messung in einem einzigen Bit zusammengefaßt: „ja“ oder „nein“ für das Vorliegen einer (unspezifischen oder spezifischen) Hörstörung. Das Extrem am anderen Ende der Skala besteht in der differenzierten Angabe kontinuierlich abgestufter Wahrscheinlichkeiten für das Vorliegen eines (zuvor vermuteten) Krankheitsbildes (pathologisch erhöhte Hörschwelle oder retrocochleäre Störung). Die Praxis liegt zwischen diesen Extremen.

Bei den objektiven Hörprüfmethoden handelt es sich nicht um unfehlbare diagnostische Instrumente, sondern um fehlerbehaftete Meßverfahren. Diesem Umstand sollte durch eine Charakterisierung der Meßqualität Rechnung getragen werden. Hierzu ist ein Parameter geeignet, der mit der effektiven Reststörung korreliert. Wegen häufig angetroffener Begriffsverwirrungen ist der Hinweis angebracht, daß das Signal/Rausch-Verhältnis hierfür nicht geeignet ist, da seine Definition die Anwesenheit einer Reizantwort voraussetzt.

Neben der graphischen Darstellung der gemessenen Daten gehören die folgenden quantitativen Parameter zur vollständigen Dokumentation der Messung:

Parameter für ...	...die Beurteilung der Meßqualität	...den qualitativen Signalnachweis	...die quantitative Beschreibung des Signals
OAE	Gehörgangantwort, Reizstabilität, Artefakte, Störgeräuschpegel	Reproduzierbarkeit, Signal/Rausch-Verhältnis, Signalstatistik	Signalpegel (frequenzabhängig)
AEP	Elektrodenimpedanz, Artefakte, Effektivwert des Restrauschens	Reproduzierbarkeit, Signal/Rausch-Verhältnis, Signalstatistik (zeitlich differentiell)	Latenzzeiten, Amplituden, Kennlinien, Latenzdifferenzen, Seitendifferenzen, Amplitudenverhältnisse

Diagnostisch relevant ist bei den OAE bisher in erster Linie der qualitative Signalnachweis. Bei den AEP sind es vor allem die Reizantwortschwelle sowie (bei den FAEP) die Latenzen und Latenzdifferenzen in Abhängigkeit vom Reizpegel und im Vergleich zum Normalwert bzw. im Seitenvergleich. Ferner gehen die Morphologie der Potentiale (z.B. fehlende Komponenten, Abbruch der Potentialkette) und die Amplitudenverhältnisse in die diagnostische Bewertung ein.

An der Univ.-HNO-Klinik Heidelberg erhält der anfordernde Arzt eine in der beschriebenen Weise dokumentierte graphische Wiedergabe der Meßergebnisse zusammen mit einer kurzgefaßten Aussage hinsichtlich der diagnostischen Bedeutung und ggf. einer Empfehlung für das weitere Vorgehen (Folgediagnostik, Therapie). Bei der am häufigsten auftretenden differentialdiagnostischen Fragestellung haben sich u.a. die folgenden Standardformulierungen etabliert:

- „Kein Anhalt für retrocochleäre Störung“
- „Retrocochleäre Störung nicht auszuschließen“
- „Retrocochleäre Störung möglich aber unwahrscheinlich“
- „Verdacht auf retrocochleäre Störung“

Dort, wo der Mut zur ungeschminkten Berücksichtigung der Meßqualität besteht, ist dieser Liste die (äußerst selten benötigte) Formulierung „Die Qualität der Messung läßt eine definitive Aussage über das Vorliegen einer retrocochleären Störung nicht zu“ hinzuzufügen.

# **Automatische BERA-Hörschwellenbestimmung mit dem Stufenreiz**

Peter Finkenzeller, Institut für Physiologie und Pathophysiologie (Dir. Prof. H.O. Handwerker), Universität Erlangen-Nürnberg

AGERA steht für AG-ERA (Arbeitsgemeinschaft ERA der Adano) und stellt eine Diskussionsplattform für aktuelle Ergebnisse und Befunde dar. In diesem Rahmen erlaube ich mir heute, Teile meines Vortrages von der DGA-Tagung in Aachen zu wiederholen, zu ergänzen und zur Diskussion zu stellen.

Das nachfolgend beschriebene Verfahren einer automatischen Messkurvenanalyse folgt direkt den Kriterien einer visuellen Bewertung durch einen erfahrenen Untersucher. Dazu ist es unabdingbar, die Kriterien der visuellen Bewertung präzise festzulegen. In der nun seit 10 Monaten laufenden Entwicklung mit stetem Vergleich von visueller und automatischer Bewertung stellte sich dieser Festlegungszwang nicht nur für die Entwicklung des automatischen Verfahrens als fruchtbar heraus, sondern brachte auch eine erhebliche Schärfung des Auges bei der visuellen Bewertung mit sich; eine unmittelbare Folge des Umstandes stets Rechenschaft geben zu müssen, was und wie man in jedem Einzelfall visuell bewertet. Unter diesem auch auf andere Situationen anwendbaren Aspekt möge die teilweise Wiederholung der Kriterien beim Auswerten von Stufenreizkurven erlaubt sein:

Nach geeigneter Tiefpaßfilterung werden die BERA-Kurven auf Maxima für die jeweilige Welle V untersucht. Für jede Reizstärke des Stufenreizes wird ein Zeitfenster für die Welle V angenommen, das mit der Norm-Latenzzeit von Erwachsenen beginnt und 2,3ms breit ist. Wie bei visueller Auswertung wird genaugenommen nicht nach Maxima gesucht, sondern nach der Stelle des Beginns des steilen Abfalls der Kurve. Sind diese Werte von Wellen V für 40, 50 und 60dB nicht vollständig vorhanden, gilt dies als "FAIL". Sind alle 3 Werte im vorgegebenen Bereich identifizierbar, so sollten sie idealerweise auf der normalen Latenz-Pegel-Kennlinie bzw. dazu parallelverschoben liegen. Um die Erfüllung dieses Kriteriums zu prüfen, wird von den erhaltenen Latenzwerten der Welle V für 40 und 50dB der "normale" Latenzanstieg gegenüber 60dB abgezogen. Die dadurch gewonnenen "relativen" Latenzwerte für die untersuchten Reizstärken sollten nun konstant sein. Dies lässt sich durch die Bestimmung der Varianz des Mittelwertes dieser relativen Latenzen quantifizieren. Für ein "PASS" muss die Varianz kleiner als 0,4ms sein und weiter muss eine Mindestamplitude für die 40 und 50dB Maxima gegeben sein.

Das BERA-Messergebnis wird stets als Mittelwert eines A- und B-Puffers erhalten. Eine hinreichende Übereinstimmung des Gesamtergebnisses mit den A- und B-Puffern wird zusätzlich gefordert und gilt als gegeben, wenn auch hier die Wellen V in den Zeitfenstern identifizierbar sind, ohne jedoch die Erfüllung des Varianzkriteriums zu fordern.

Zur Vermeidung eines sich zufällig richtig ergebenden Kurvenverlaufes, z.B. ohne jede Stimulation, dürfen die zur Mittelung kommenden EEG-Abschnitte spontane Wellen nur bis zu einer bestimmten Amplitude aufweisen. Der mögliche Einfluss eines periodischen technischen Artefakts, auch geringer Amplitude, muss geprüft werden.

Die Teilsummen nach je 250 Mittelungsschritten werden zusätzlich festgehalten und auf Konstanz ihres Beitrages zum Gesamtergebnis untersucht.

Genügen die Messkurven nach einer Mittelung von i.a. 750 Reizen den angegebenen Kriterien nicht, so wird die Mittelung zur Verbesserung des Signal/Störverhältnisses fortgesetzt, mit der Möglichkeit die Teilsummen auf einer breiteren Grundlage auf Konstanz hin untersuchen zu können.

Wird auch dabei das PASS-Kriterium nicht voll erreicht, so kann eine Messung mit Stufenhöhe 0dB, also beispielsweise 6 x 40dB angeschlossen und entsprechend bewertet werden.

## **Frequenz - spezifische Zerstörung der Cochlea bei Meerschweinchen nach der Einwirkung realistischer Industriegeräusche**

U. Reinhold, E. Emmerich, F. Richter, V. Linß\*, W. Linß\*, Institut für Physiologie I, \*Institut für Anatomie, der Friedrich – Schiller – Universität Jena

Viele Untersuchungen weisen darauf hin, daß Veränderungen von Amplituden otoakustischer Emissionen cochleärer Distorsionsprodukte (DPOAE) eine Folge von Funktionsausfällen äußerer Haaerzellen (OHC) sind [u.a.. Hauser et al. 1991; Lounsbury – Martin et al.1993].

Die DPOAE's werden für eine frequenzspezifische objektive klinische Diagnostik von Hörverlusten in der Routine genutzt. Zur Untermuerung haben wir versucht, am mit realistischem definiertem Industrielärm belasteten Cortiorgan des Meerschweinchens sowohl die DPOAE's zu messen als auch eine morphologische Beurteilung der Haarzellen vorzunehmen und die Ergebnisse aus beiden Methoden miteinander in Beziehung zu setzen.

## **Zur Hörschwellenbestimmung bei Kindern mittels AMFR**

Hellmut von Specht, Joachim Pethe, Roland Mühler und Karen Siewert\*

Abteilung für Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

\*HNO-Klinik, St.-Salvator-Krankenhaus Halberstadt

Aufgrund ihrer theoretischen Eigenschaften (hohe Frequenzspezifität des Reizes, objektiver Potentialnachweis, stationäre Anregung) und Erfolg versprechender Ergebnisse an Erwachsenen scheinen die Amplitude Modulation Following Responses (AMFR) sehr geeignet zu sein, die Hörschwelle bei Kindern objektiv einzuschätzen. In der vorliegenden Studie wurde deshalb untersucht, inwieweit es praktisch möglich ist, die Hörschwelle bei Kindern unterschiedlichen Alters zu bestimmen.

Dazu wurde in einer ersten Serie an einer Gruppe von 45 normalhörenden Kindern im Alter von 10 Wochen bis zu 15 Jahren verglichen, welche der beiden meist verwendeten Modulationsfrequenzen 40 Hz und 80 Hz in Abhängigkeit vom Alter die optimale Modulationsfrequenz darstellt. In einer zweiten Serie wurde für die klinisch interessanten Altersgruppen 1. bis 2. Lebensjahr (11 Kinder) und 3. bis 6. Lebensjahr (8 Kinder) untersucht, wie genau die Hörschwelle für die Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz durch die Registrierung von AMFR bestimmt werden kann.

Als charakteristische Parameter wurden die Amplitude und die Phase des Potentials sowie das Signal-Rausch-Verhältnis bestimmt. Als mögliche Indikatoren für den Potentialnachweis wurden der F-Wert sowie die Kohärenzmaße für Amplitude (Magnitude Squared Coherence, MSC) und Phase (Component Synchrony Measure, CSM) berechnet.

Es zeigte sich, dass bis zu einem Alter von etwa 6 Jahren die Potentiale unabhängig von der Modulationsfrequenz einheitlich relativ kleine Amplituden besitzen. Bei älteren Kindern zeigt sich das von Erwachsenen bekannte Bild, dass bei 40 Hz Modulationsfrequenz die Signalamplitude und damit das SNR deutlich größer sind als bei 80 Hz. Die bei den jüngeren Kindern registrierten 80-Hz-AMFR zeigten bei allen untersuchten Frequenzen eine so starke Variabilität der Antworten, dass eine audiologische Nutzung unter den gegebenen Bedingungen wenig sinnvoll erscheint. Die gefundenen Ergebnisse legen den Schluss nahe, dass für die Registrierung von AMFR zur Schwellenbestimmung bei Kindern unbedingt eine einheitlich geringe Reststörung einzuhalten ist.

## **Tonimpuls-evozierte FAEP und DPOAE I/O-Funktionen bei normal Hörenden und Patienten mit basocochleärer Hörstörung**

F. Braunschweig, D. Gehr, J. Steinhoff, Th. Janssen, HNO-Klinik TU-München

Mit Hilfe von mit Tonimpulsen ausgelösten FAEP und extrapolierten DPOAE I/O-Funktionen (s. auch Beitrag von Oswald und Janssen) lassen sich frequenzspezifische Aussagen über den Hörverlust machen. Inwieweit dies mit den beiden genannten Methoden gelingt, soll an Hand vorläufiger Daten in diesem Beitrag aufgezeigt werden.

Die FAEP wurden bei Stimulation mit Tonimpulsen mit den Trägerfrequenzen 1500, 2000, 3000, 4000, 5000 und 6000 Hz und den Reizpegeln 5, 10, 15, 20, 30, 40, 50, 60 und 70 dB nHL, die DPOAE I/O-Funktionen bei den Primärtonfrequenzen ( $f_2$ ) 1000, 1200, 1400, 1600, 2000, 2300, 2800, 3300, 4000, 4700, 5600, 6700 und 8000 Hz und den Primärtonpegeln 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65 dB SPL ( $L_2, L_1=0,4L_2 + 39$ ) aufgenommen. Die Messungen wurden an 10 normal hörenden Probanden und an 8 Patienten mit basocochleärer Schwerhörigkeit durchgeführt. Die FAEP-Schwelle wurde durch zwei Experten per Augenmaß (Steinhoff und Janssen), die DPOAE-Schwelle automatisch durch Ermittlung des Schnittpunktes der extrapolierten DPOAE I/O-Funktion mit der Primärtonpegel-Achse bestimmt. Es wurden Mittelwert und Standardabweichung der an den Probanden aufgenommenen Messgrößen ermittelt, als da sind: Latenz  $t_V$  und Amplitude  $a_V$  der Jewett-V-Welle, sowie Pegel der DPOAE  $L_{DP}$  und als FAEP-Pegel-Latenz- und FAEP-Pegel-Amplituden-Funktionen bzw. DPOAE I/O-Funktionen für die betrachteten Frequenzen dargestellt. In diese Diagramme wurden die entsprechenden Messgrößen von 3 Patienten eingetragen. Des weiteren wurden die FAEP-Schwellen und die DPOAE-Schwellen in das klinische Tonschwellenaudiogramm eingetragen.

Das Normkollektiv zeigt bei den FAEP als Zeichen einer ortsspezifischen FAEP-Auslösung in der Cochlea eine Zunahme der Latenz mit abnehmender Trägerfrequenz als auch mit abnehmendem Reizpegel. Die FAEP-Pegel-Amplituden-Funktion und die DPOAE I/O-Funktion haben als Zeichen der kompressiven Schallverarbeitung bei allen Frequenzen einen nichtlinearen Verlauf. Bei den DPOAE kommt es im Falle der Patienten zu einer Linearisierung der Amplitude und zu einer Schwellenerhöhung, was auf einen Verlust an Kompression und Sensitivität des cochleären Verstärkers schließen lässt. Am Amplitudenverlauf der FAEP lässt sich dies nicht erkennen. Der Vergleich der FAEP-Schwelle und der DPOAE-Schwelle mit dem Tonschwellenverlauf im Audiogram zeigt, dass die FAEP die Hörschwelle mit einer größeren Fehlerbreite schätzen als die DPOAE. Allerdings sind die DPOAE nicht in der Lage, die Hörschwelle bei Hörverlusten größer als 45 dB zu schätzen. Die vorläufigen Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass mit der kombinierten Messung von DPOAE und FAEP eine sichere Aussage über den Hörverlust möglich ist.