



**HNO-Klinik**  
**Universitätsklinikum Aachen**  
**Hörsaal 6**

**25. – 26. November 2005**

## **Programm**

### **Freitag, 25. Nov. 2005:**

- 14.00 Begrüßung und Eröffnung: M. Westhofen, Direktor der HNO-Klinik Aachen  
S. Hoth, Leiter der Arbeitsgruppe ERA (AGERA)  
W.H. Döring, Tagungsleiter
- 14.15 – 15.45 **Vorträge I: TECAP** (Mod.: W.H. Döring)
- 15.45 – 16.15 Kaffeepause
- 16.15 – 17.15 **Technologie-Forum: Neues aus der Industrie** (Mod.: R. Mühler)
- 17.15 – 18.00 **Diskussionssitzung: Novelle der ERA-Richtlinien** (Mod.: S. Hoth)
- 19.30 Abendessen und Diskussionen in entspannter Atmosphäre  
(Restaurant 'Rose am Dom' in der historischen Innenstadt)

### **Samstag, 26. Nov. 2005:**

- 9.00 – 10.15 **Vorträge II: ASSR** (Mod.: M. Cebulla)
- 10.15 – 10.45 Kaffeepause
- 10.45 – 11.45 **Vorträge III: OAE** (Mod.: Th. Janssen)
- 11.45 - 12.45 **Vorträge IV: MMN / ERA** (Mod.: U. Hoppe)
- 12.45 – 13.15 **Geschäftssitzung** (Vorsitz: S. Hoth)
- 13.15 Verabschiedung und Ende der Tagung

## Vorträge I: TECAP

- 1: Vergleich der elektrisch evozierten Summenaktionspotentiale (ECAPs) unterschiedlicher Cochlearegionen mittels der Auditory Nerve Response Telemetry (ART) des PULSARci<sup>100</sup> Cochlea-Implantates (15')**  
*H. Schösser et al., Med-El Elektromedizinische Geräte GmbH, Innsbruck*
- 2: Entwicklung eines automatischen Auswertungsalgorithmus für elektrisch evozierten Hörnervpotentiale (10')**  
*C. Frohne-Büchner<sup>1,2</sup>, S. Pilsak<sup>3</sup>, A. Büchner<sup>1</sup>, M. Brendel<sup>1</sup>, D. P. Pretschner<sup>3</sup>, Th. Lenarz<sup>1</sup>*  
<sup>1</sup> Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Medizinische Hochschule Hannover  
<sup>2</sup> Advanced Bionics GmbH, Hannover  
<sup>3</sup> Institut für Medizinische Informatik der Technischen Universität Braunschweig
- 3: Automatische Registrierung und Analyse von TECAP mit AutoNRT<sup>®</sup> (15')**  
*J. Müller-Deile, HNO-Klinik, Universitätsklinikum Kiel*
- 4: ECAP und subjektive Lautheitsempfindung – Konsequenzen für die Sprachprozessoreinstellung (15')**  
*T. Braunschweig<sup>1</sup> und H. Hesse<sup>2</sup>*  
<sup>1</sup> Universitätsklinikum Jena, Phoniatrie – Pädaudiologie,  
<sup>2</sup> Cochlear GmbH Hannover
- 5: Überraschender, seltener intraoperativer Befund bei der CI-Überprüfung der Erstimplantation eines Ohres mit HG-Sprachdiskrimination: Keine EBERA-Potentiale, keine NRT-Potentiale (10')**  
*Thomas Steffens, Universitäts-HNO-Klinik Regensburg*

TF 1: Advanced Bionics

**SmartNRI:**

**Ein Ansatz zur objektive Klassifizierung von Neural Response Imaging-Antworten**

*C. Frohne-Buechner<sup>1</sup>, L. Litvak<sup>2</sup>, G. Emad<sup>2</sup>, L. Arnold<sup>3</sup>, P. Boyle<sup>3</sup>*

Advanced Bionics: GmbH, Hannover, Germany<sup>1</sup>;  
Corporation, Sylmar, Ca, USA<sup>2</sup>;  
Ltd, Cambridge, UK<sup>3</sup>

TF 2: Cochlear

**Aspekte für eine wissenschaftliche Nutzung der Cochlear CustomSound™ Suite**

*Robert Pera, Cochlear GmbH, Hannover*

TF 3: Med-EI

**Neuigkeiten von Med-EI:**

**Ein Prozessor für die kombinierte Elektrisch-Akustische-Stimulation (EAS)**

*Lutz Ressel, Med-EI Deutschland GmbH, Starnberg*

TF 4: GN Otometrics

**ASSR (AMFR) Messungen mit *CHARTR EP* von GN Otometrics**

*Willi Kärcher / GN Otometrics GmbH & Co. KG, Filderstadt*

TF 5: Keller

**ASSR-Messungen mit dem *GSI-Audera***

*Ulrich Keller, Keller-Medizin-Technik, Weinheim*

TF 6: Fischer-Zoth

**Neue Diagnosemöglichkeiten mit dem *Cochlea-Scan***

*Andre Lodwig, Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH, Germering*

**6: Etablierung der Messung der AMFR bei der Maus**

*G.Hoch und T.Moser*

Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Universität Göttingen

**7: Vergleich der Schwellenbestimmung mit AMFR und tone-burst BERA bei Maus und Mensch**

*Dania Pauli-Magnus, Gerhard Hoch, Nicola Strenzke, Tobias Moser*

Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Universität Göttingen

**8: Charakterisierung der Hörfunktion von Cystein-String-Protein-alpha Knockout-Mäusen**

*N. Strenzke, D. Khimich, A. Bulankina, R. Fernandez-Chacon, T. Moser*

Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Universität Göttingen

**9: EEG-Amplitude, Reststörung und Testzeit bei Hörschwellenbestimmungen mit ASSR**

*Roland Mühler*

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

**10: AABR-Neugeborenen-Hörscreening mit laufzeitkorrigierten Stimuli**

*M. Cebulla<sup>1</sup>, E. Stürzebecher<sup>2</sup>, W. Shehata-Dieler<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> HNO-Klinik der Julius Maximilian Universität Würzburg

<sup>2</sup> HNO-Klinik der J.W. Goethe-Universität Frankfurt

## Vorträge III: OAE

(Alle Vorträge 10' + Diskussion 5')

### 11: Binaurale, multifrequente DPOAE/ASSR

*Johann A. Oswald<sup>2</sup>, Thomas Rosner<sup>1</sup>, Thomas Janssen<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> HNO-Klinik, Technische Universität München

<sup>2</sup> Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme/ Technische Universität München

### 12: Genauigkeit der Hörschwellenschätzung mit DPOAE-Wachstumsfunktionen

*A. Lodwig*

Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH, Germering

### 13: Gibt es eine Änderung in der Feinstruktur der Ruhehörschwelle und der DPOAE-Schwelle in Abhängigkeit vom Lebensalter?

*Anemone Luca<sup>1</sup>, Jörg Müller<sup>2</sup>, Thomas Janssen<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> HNO-Klinik, Spitalul Clinic Judetean de Urgenta Targu Mures

<sup>2</sup> HNO-Klinik, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München

### 14: Automatische Hörschwellenbestimmung mittels DPOAE in der pädaudiologischen Diagnostik

*Thomas Janssen und Hans-Peter Niedermeyer*

HNO-Klinik der TU München

## Vorträge IV: ERA/ MMN

(Alle Vorträge 10' + Diskussion 5')

### 15: Was verrät die Mismatch Negativity über konkurrierende auditorische Objekte?

*Martin Böckmann, Torsten Rahne, Hellmut von Specht*

Abteilung Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik

HNO-Klinik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

### 16: Audiovisuelle Stimulation zur Beeinflussung von Frequenzintegration und -segregation in der auditorischen Szenenanalyse

*Torsten Rahne<sup>1,2</sup>, Martin Böckmann<sup>1</sup>, Elyse Sussman<sup>2</sup> und Hellmut von Specht<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Abt. für Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik,

HNO-Klinik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

<sup>2</sup> Cognitive Neurophysiology Laboratory, Albert Einstein College of Medicine, New York

### 17: Wavelet-basierte MMN-Analyse bei Kindern

*Martin Burger, Ulrich Hoppe, Peter Kummer, Jörg Lohscheller, Ulrich Eysholdt,*

*Michael Döllinger*

Abteilung für Phoniatrie und Pädaudiologie, Universitätsklinikum Erlangen

### 18: Auditorische Hirnrindenpotentiale auf Minimalpaare

*Frank Digeser, Ulrich Hoppe*

Hals-Nasen-Ohren-Klinik, Universitätsklinikum Erlangen



**25. – 26. November 2005**

**Universitätsklinikum  
Aachen**

**Abstracts der Vorträge 1-18**

## Vergleich der elektrisch evozierten Summenaktionspotentiale (ECAPs) unterschiedlicher Cochlearegionen mittels der Auditory Nerve Response Telemetry (ART) des PULSARCI<sup>100</sup> Cochlea-Implantates

*H. Schösser<sup>1</sup>, A. Nahler<sup>2</sup>, K. Böheim<sup>2</sup>, P. Spitzer<sup>3</sup>, W. Baumgartner<sup>4</sup>, J. Mueller<sup>5</sup>, S. Brill<sup>5</sup>, U. Baumann<sup>6</sup>, J. Müller-Deile<sup>7</sup>, M. Hey<sup>8</sup>, C. M. Zierhofer<sup>9</sup>*

<sup>1</sup> Med-EI Elektromedizinische Geräte GesmbH, Innsbruck

<sup>2</sup> Landeskrankenhaus St. Pölten

<sup>3</sup> Institut für Angewandte Physik, Innsbruck

<sup>4</sup> HNO Universitätsklinik, AKH Wien

<sup>5</sup> HNO Universitätsklinik, Würzburg

<sup>6</sup> HNO Universitätsklinik München Großhadern

<sup>7</sup> HNO Universitätsklinik Kiel

<sup>8</sup> AMEOS Klinik St. Salvator GmbH HNO Klinikum

<sup>9</sup> Christian Doppler Institut für aktive implantierbare Systeme, Institut für Angewandte Physik, Universität Innsbruck

### Einleitung

Die Erfassung des Elektrisch Evozierten Summenaktionspotentials (EAP, ECAP), als direkte Antwort neuronaler Strukturen auf den elektrischen Stimulationsimpuls, hat in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Cochlea-Implantatsysteme verschiedener Hersteller bieten die Möglichkeit der intra-cochleären Erfassung dieser neuronalen Antworten. Hierbei reichen die Anwendungsgebiete von der intraoperativen Erfolgskontrolle der Implantation bis hin zur Hilfestellung bei der Anpassung des Cochlea Implantatsystems in schwierigen Fällen.

### Methode

Die so genannte Auditory Nerve Response Telemetry (ART) des PULSARCI<sup>100</sup> Cochlea-Implantates ermöglicht eine hochauflösende Ableitung der neuronalen Antworten. Gemeinsam mit dem Standard Elektrodenraster des PULSARCI<sup>100</sup> Cochlea-Implantates, der eine tiefe Insertion bis zu 31mm ermöglicht, ist erstmals auch eine ECAP-Erfassung in der apikalen Region der Cochlea möglich. Durch die Unterteilung der Cochlea in einen apikalen, mittleren und basalen Bereich, erfolgen die Gegenüberstellung und der statistische Vergleich der neuronalen Antworten dieser Cochlearegionen.

### Ergebnisse

Die präsentierten, ersten klinischen Ergebnisse zeigen eine Abhängigkeit der ECAP-Signale vom Ableitort innerhalb der Cochlea. Vor allem die apikalen Regionen weisen signifikant höhere ECAP-Amplituden und in vielen Fällen eine größere Steigung der ECAP-Amplitudenwachstumsfunktion als die mittleren und basalen Regionen auf. Die Ursache dafür ist möglicherweise eine höhere Überlebensrate und damit höhere Anzahl der Nervenfasern bzw. eine kürzere Distanz zwischen der Elektrode und den neuronalen Strukturen im apikalen Bereich der Cochlea.

## Entwicklung eines automatischen Auswertungsalgorithmus für elektrisch evozierten Hörnervpotentiale

C. Frohne-Büchner<sup>1,2</sup>, S. Pilsak<sup>3</sup>, A. Büchner<sup>1</sup>, M. Brendel<sup>1</sup>, D. P. Pretschner<sup>3</sup>, Th. Lenarz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Medizinische Hochschule Hannover; <sup>2</sup>Advanced Bionics GmbH, Hannover; <sup>3</sup>Institut für Medizinische Informatik der Technischen Universität Braunschweig

Ohne Zweifel sind die Anwendungsmöglichkeiten der Messung evozierter Hörnervpotentiale vielfältig. Je nach Fragestellung können dabei eine große Menge Daten anfallen, deren manuelle Auswertung sehr aufwendig wäre. Darum ist das Ziel dieser Arbeit, durch eine automatische Erkennung festzustellen, ob im aufgezeichneten Messsignal eine neuronale Antwort enthalten ist oder nicht.

Die Messdaten wurden mit dem Bionics Ear Data Collection System (BEDCS) von Advanced Bionics erhoben. Jede Messung wird bei diesem System in einer eigenen Datei gespeichert. Diese Dateien werden dann in das Programm zur automatischen Erkennung neuronaler Antworten eingelesen und einer Vorverarbeitung unterzogen; ein Klassifikator entscheidet schließlich darüber, ob eine neuronale Antwort erkannt wurde oder nicht. Das Programm wird über eine grafische Benutzeroberfläche bedient und verwendet einerseits Visual Basic for Applications (VBA) und Excel als Host-Application und andererseits Matlab als ActiveX Server. Die grafische Oberfläche wurde mittels VBA realisiert, die weiteren Berechnungen erfolgen teils in VBA und teils in Matlab. Für die automatische Auswertung wurden zwei Möglichkeiten realisiert, die wie folgt arbeiten:

### 1) Extrema-basierte Erkennung:

- Glättungsfiler
- Normierung auf den Wertebereich 0 bis 255
- Bestimmung der Regressionsgerade im hinteren Bereich der Messkurve, der sich zeitlich der möglichen Antwort anschließt.
- Subtraktion der Regressionsgerade von der gesamten Messung
- Untersuchung folgender Merkmale:
  - o Unterschreitet ein Messwert die Grenzlinie - 3\*Standardabweichung (Beginn der negativen Welle)?
  - o Überschreitet der Wert mehrfach aufeinanderfolgend die Grenzlinie + 3\*Standardabweichung (Beginn der positiven Welle)?
  - o Liegt die Unterschreitung zeitlich vor der Überschreitung?
- Werden alle drei Fragen positiv beantwortet, wird die Messung als „Antwort“ klassifiziert.

### 2) Relationen-basierte Erkennung:

- Glättungsfiler
- Normierung auf den Wertebereich 0 bis 255
- Berechnung der Relation jedes Messpunktes mit jedem anderen.
- Vergleich mit einer vorab erstellten Wissensbasis
  - o Vorab wurde eine Wissensbasis erstellt, in der die Relation jedes Messpunktes mit jedem anderen für eine große Zahl Referenzmessungen Daraus wurde für jede Relation Mittelwert und Standardabweichung bestimmt.
- Anhand der Anzahl der Relationen, die mehr als die dreifache Standardabweichung von den Werten der Wissensbasis abweichen, wird die Wahrscheinlichkeit bestimmt, dass die vorliegende Messkurve eine Antwort enthält.

Außerdem stellt das Programm eine Möglichkeit zur Verfügung, dass ein oder mehrere Experten die Kurven auswerten (Expertenmodus). Durch Vergleich der Befunde des Experten mit den Ergebnissen der automatischen Erkennung neuronaler Antworten kann dann der Grad der Übereinstimmung der automatischen Verfahren mit einer Experten-Auswertung bestimmt werden.

Vorläufige Ergebnisse zeigen, dass die Extrema-basierte Auswertung recht gute Übereinstimmung liefert, während die Relationenmethode unzureichend zu sein scheint. Möglicherweise wird die Relationenmethode zu stark von verbleibenden Störsignalen wie Rauschen und Reizartefakt beeinträchtigt.



## Automatische Registrierung und Analyse von TECAP mit AutoNRT

*Joachim Müller-Deile*

Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,

Kopf und- und Halschirurgie

Christian – Albrechts – Universität zu Kiel

Die telemetrische Registrierung von elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen (TECAP) über das Cochlear Implantat (CI) wurde in den vergangenen Jahren von einem Forschungsinstrument zu einem nützlichen klinischen Verfahren entwickelt und wird von den führenden CI-Herstellern in ihren aktuellen Systemen unterstützt. Ein Problem der intracochleären Ableitung der neuralen Antwort auf einen elektrischen Reiz an einer benachbarten Elektrode ist der große Reizartefakt. Es wurden verschiedene Verfahren zur Artefaktreduktion vorgeschlagen, wobei sich die von Brown und Abbas 1999 beschriebene Maskierung als am effektivsten erwiesen hat. Allerdings ist hierbei die Wahl der Messparameter nicht trivial und eine schnelle Optimierung erfordert einen erfahrenen Untersuchungsleiter.

Demgegenüber ist die Analyse des biphasischen Potentials mit einem großen negativen Peak ( $N_1$ ) sehr kurzer Latenz ( $0,34 \pm 0,04$  ms) und einem folgenden positiven Gipfel ( $P_1$ ) vergleichsweise einfach, da ein günstiges Signal-Rauschverhältnis in der Regel bei wenigen Mittlungen klare Potentiale im überschwelligeren Bereich erwarten lässt. Häufig wird die Schwelle des TECAP mittels linearer Regression aus dem linearen Bereich der Amplitudenanstiegsfunktion abgeschätzt. Hier und da wird auch das visuell beurteilte erste Auftreten des Potentials aus dem Rauschen als Schwelle definiert. Hierbei können allerdings von Untersucher zu Untersucher Abweichungen von über 30 CL auftreten.

Die Firma Cochlear hat mit dem AutoNRT einen Algorithmus vorgestellt, der eine vollautomatische TECAP-Schwellenmessung gestattet. Das Verfahren basiert auf einer Entscheidungsbaumanalyse. Das Ergebnis dieses Verfahrens ist ein Regelwerk, das es ermöglicht zu entscheiden, ob eine NRT Messung ein ECAP enthält. Es basiert auf der Analyse von mehr als 5000 NRT-Registrierungen. Dieser Entscheidungsbaum ist Grundlage eines intelligenten Ablaufs der implementiert wurde, um die ECAP-Schwelle zu detektieren.

Die AutoNRT-Messungen führen deutlich schneller zu einem Schwellenprofil aller Elektroden als das Standardverfahren. Es besteht eine gute Test-Retest-Reproduzierbarkeit bei Messungen am gleichen Tag ( $4 \pm 6$  su). Im Rahmen der Messgenauigkeit lässt sich kein Unterschied der Schwellen bei Stimulationsraten von 80 und 250 Hz nachweisen. Intraoperativ gemessene Schwellen liegen generell etwas höher als die bei der Erstanpassung registrierten. Bei Patienten mit längerer Tragedauer des Systems ist die Langzeitstabilität der mit dem automatischen Verfahren bestimmten Schwellen im Bereich der Kurzzeitreproduzierbarkeit.

Die mit dem AutoNRT-Algorithmus detektierten Schwellen sind signifikant niedriger als mit dem manuellen Verfahren bestimmte. Bei den in der Literatur beschriebenen Verfahren zur Sprachprozessorprogrammierung mit Hilfe der NRT-Schwellen ist dies jedoch irrelevant, da nur das Profil, also der Schwellenverlauf von Elektrode zu Elektrode, eingeht.

In einer Pilotstudie mit 10 postlingual ertaubten Erwachsenen verglichen wir Sprachprozessorprogramme (Maps), die teilautomatisiert auf der Basis der AutoNRT-Schwellen erstellt wurden mit psychoakustisch angepassten Maps. Mit Sprachtesten in Ruhe und im Störgeräusch ließen sich keine Unterschiede in der Sprachverständlichkeit dieser Programme nachweisen. Allerdings zeigten die Patienten eine subjektive Präferenz für die psychoakustisch angepassten Programme.

---

## ECAP und subjektive Lautheitsempfindung – Konsequenzen für die Sprachprozessoreinstellung

*T. Braunschweig, H. Hessel*

*Universitätsklinikum Jena, Phoniatrie – Pädaudiologie, Cochlear GmbH Hannover*

### **Einleitung**

Cochlea – Implantate reizen den Hörnerv direkt elektrisch. Die applizierten elektrischen Ladungen rufen bei den Patienten Lautheitsempfindungen hervor. Die neural response telemetry (NRT™) zeigt, dass die Wachstumsfunktionen der ECAP in Abhängigkeit vom Stimulationsstrom interindividuell sehr verschieden sind. Die subjektive Lautheitsempfindung könnte demnach auch von der Steilheit dieser Wachstumsfunktionen abhängen. Demzufolge wird auch die Dynamikauflösung zwischen elektrischer Hörschwelle und comfortable level von dieser Wachstumsfunktion beeinflusst. Für eine individuell optimale Sprachprozessoreinstellung muß neben der Bestimmung des elektrischen Dynamikbereichs, auch die individuelle Wachstumsfunktion berücksichtigt werden.

### **Methode**

An verschiedenen Elektroden des eingebrachten CI wurden mittels NRT die ECAP gemessen und der Anstieg der entsprechenden Wachstumsfunktionen bei steigender Intensität bestimmt. Anschließend wurde an diesen Elektroden eine subjektive Lautheitsskalierung durchgeführt und im Überlappungsbereich bezüglich des Stimulationsstroms ebenfalls deren Steilheit bestimmt. Nach der Messung verschiedener Elektroden wurde entlang der Cochlea ein Steilheitsprofil erstellt. Beim Fitting der Sprachprozessoren wurde die Neigung der Loudness Transfer Function (LTF) entsprechend komplementär eingestellt. Das Ergebnis der Einstellung wurde mit dem OLSA kontrolliert. Dabei wurden die Ergebnisse mit der individuell festgelegten Neigung der LTF gegen die mit der Standardeinstellung der Sprachprozessoren verglichen.

### **Ergebnisse**

Die durch den OLSA definierte Sprachverständnisschwelle im Störgeräusch war signifikant besser, wenn im Sprachprozessor die Programme mit der individuell festgelegten LTF eingestellt waren. Subjektiv gaben die Patienten an, dass ihnen bei gutem Sprachverständnis der tägliche Störgeräuschpegel bei der individuellen Einstellung am wenigsten lästig ist. Mögliche Konsequenzen dieser Befunde für die Sprachprozessoreinstellung werden diskutiert.

## **Überraschender, seltener intraoperativer Befund bei der CI-Überprüfung der Erstimplantation eines Ohres mit HG-Sprachdiskrimination: Keine EBERA-Potentiale, keine NRT-Potentiale.**

Thomas Steffens, Universitäts-HNO-Klinik Regensburg

Diese Fallvorstellung behandelt einen knapp 8-jährigen Jungen, bei dem im Alter von 1 ½ Jahren mit Hilfe der BERA eine hochgradige Innenohrschwerhörigkeit (Schwellen: 6-8kHz R/L 100 dB; 2-3 kHz R/L 90 dB, 1,5 kHz R 80 dB L 70 dB) festgestellt wurde. Anschließend wurde eine Hörgeräteversorgung durchgeführt. In den folgenden Jahren entwickelte sich ein mittelgutes Sprech- und Hörvermögen. Aufgrund von langsam progredienter Schwellenverschlechterung stellten sich die Eltern im Sommer dieses Jahres zur Frage einer CI-Implantation vor.

Das aktuelle Tonaudiogramm zeigt einen Schwellenverlauf von 40 dB bei 125Hz zu 80-90 dB bei 1000Hz und einen max. Hörverlust von R 105 dB/3-4 kHz, L 90 dB bei 2-3 kHz. Im Regensburger OLKI im Störgeräusch ergab sich mit Hörgeräten unter SoNo-Hörbedingung folgendes Sprachverstehen:

Binaural: +15 dB SN 67%; +10 dB SN 75%; +5 dB SN 67%.

Monaural R: +10 dB SN 54%

Monaural L: +10 dB SN 67%

Die CI-Implantation mit einem Nucleus CI24RE(CA) erfolgte am 14.11.05 auf dem etwas schlechteren rechten Ohr.

Intraoperativ führten wir eine CI-Kontrolle mittels EBERA und NRT unter Standardbedingungen durch: EBERA: E20-15-10-5-1, 220CU, 32pps, kontralaterale Ableitung.

NRT: E1...E19 240-195CU, 250pps.

Überraschenderweise fand sich weder ein verwertbares NRT-Potential noch ein EBERA-Potential. Auch eine Erhöhung der Reizstärke bis zu 250CU erbrachte bei allen getesteten Elektroden kein EBERA- oder NRT-Potential.

Eine Fehlfunktion des Implantates schlossen wir bei vorhandenem Reizartefakt, normalen Elektrodenimpedanzen und sonstiger fehlerfreien Ansteuerung aus.

Im Röntgenbild zeigte sich eine regelrechte Lage im Innenohr.

Am zweiten postoperativen Tage führten wir bei dem kleinen Patienten eine subjektive Schwellenbestimmung durch. Das Auffinden von Hörschwellen gestaltete sich problemlos und führte zu einem Reizschwellenverlauf von 160CU bei E22 stetig ansteigend bis zu 220CU bei E1.

Die unter subjektiver Lautheitskontrolle durchgeführte NRT-Messung erbrachte überraschenderweise jetzt normal geformte NRT-Antworten bei der Elektrode E20 zwischen 140-180CU, bei E15 zwischen 140-160CU und bei E5 zwischen 170-210CU.

Auffällig war aber, dass das subjektive Lautheitsurteil bei Reizstärken über 180CU sehr schwankend, ja sogar ausgesprochen widersprüchlich war (bei 170CU: laut; bei 180CU: sehr leise).

Die zu diskutierende Frage lautet: Ist das Fehlen der intraoperativen EBERA- und NRT-Potentiale der Ausdruck einer retrocochleären Erregungsleitungsstörung?

## Etablierung der Messung der AMFR bei der Maus

G.Hoch und T.Moser

Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Universität Göttingen

Das Tiermodell der Maus ist wegen der Verfügbarkeit zahlreicher Mutanten von großer Bedeutung für die Erforschung von Hören und Schwerhörigkeit. Wegen ihres hochfrequenten Hörfeldes (1-100 kHz) ist die Hörphysiologie der Maus technisch anspruchsvoll.

Zur frequenzspezifischen, objektiven Diagnostik werden stationär akustisch evozierte Potentiale durch amplitudenmodulierte Sinustöne (AMFR) verstärkt eingesetzt. Durch die Betrachtung der Antwort im Frequenzbereich kann ein objektives, statistisches Verfahren zur Bewertung eingesetzt werden. Um dies bei der Maus einzusetzen sind methodische Untersuchungen notwendig, die durch kommerzielle Messgeräte zur AMFR nicht möglich sind, da die notwendigen Messparameter nur ungenügend variiert werden können.

In dem Vortrag werden erste Untersuchungsergebnisse mit einer Messplattform, basierend auf dem Tucker Davis System 3, vorgestellt. Dieses leistungsfähige System beinhaltet durch die Komponenten Realtime-Prozessor, 24Bit DA-Wandler, Signalabschwächer als auch EEG-Verstärker die notwendigen Komponenten zur Messung der Hirnstammpotentiale. Die Reizsignale können rechnergesteuert variiert und zeitlich in beliebiger Länge generiert werden. Als Programmierumgebung wird Matlab eingesetzt, da es durch die Flexibilität, direktes ansprechen der Hardware und den großen Umfang der vorhandenen Routinen sehr geeignet ist.

Zur Hörschwellenbestimmung wird der F-Test, wie bei Picton et al. (2003) vorgestellt, angewandt. Da die Herzfrequenz der Maus, sie liegt um die 500 Herzschläge/min, als großes EKG-Störsignal dem EEG überlagert ist, muß sie bei der Mittelung im Zeitbereich berücksichtigt werden. Um den zeitlichen Zusammenhang des AMFR Signals beizubehalten, kann es nicht wie bei der BERA üblich durch entfernen des gestörten Intervalls eliminiert werden ( clipping ). Als geeignetes Vorgehen ergab sich eine Anwendung in Anlehnung an das "weighted averaging" Verfahren, das hier jedoch in einem Zeitfenster angewandt wird und somit den betroffenen zeitlichen Abschnitt mit einer signifikanten erhöhten Abweichung zur Mittelung nicht aufaddiert.

## Vergleich der Schwellenbestimmung mit AMFR und tone-burst BERA bei Maus und Mensch

Dania Pauli-Magnus, Gerhard Hoch, Nicola Strenzke, Tobias Moser  
Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Universität Göttingen

Die Messung der transient evozierten frühen auditorischen Potentialen (v.a. BERA) ist die Methode der Wahl zur objektiven Hörschwellenbestimmung. Nachteile der Methode sind z.B. eine ungenügende Frequenzspezifität und eine eingeschränkte Messbarkeit im niederfrequenten Bereich. Zur frequenzspezifischen, objektiven Hörschwellenbestimmung wird daher verstärkt die Registrierung der stationär akustisch evozierten Potentiale durch amplitudenmodulierte Sinustöne (AMFR) eingesetzt.

Wir haben zunächst bei 25 jungen, humanen Probanden (Studenten) die objektive Hörschwelle mittels AMFR und Notched-Noise BERA (evoselect, Fa. Pilot Blankenfelde) bestimmt und mit der subjektiven Hörschwelle (Tonaudiometrie) verglichen. AMFR und Notched-Noise BERA wurden bei den Reizfrequenzen von 1000Hz und 2000Hz durchgeführt, die Modulationsfrequenz der AMFR lag bei 80 Hz

Es wurde keine signifikante Korrelation zwischen AMFR und BERA Schwelle gefunden. Die objektiv bestimmten Hörschwellen wichen teils deutlich, bis 40 dB, von der subjektiven Tonschwelle ab. Die Korrelation zwischen BERA und Tonaudiogramm war besser, als die Korrelation der AMFR mit dem Audiogramm.

Gegenüber dem Menschen hat die Maus ihre geringste Hörschwelle in einem höherfrequenten Bereich (ca.12 KHz). Im Vortrag werden erste Daten zur AMFR normaler Mäuse vorgestellt und dabei die Wahl der optimalen Modulationsfrequenz beschrieben. In der Arbeit wurden bisher die AMFR und tone-burst BERA bei 7 Mäusen verglichen. Ziel ist es, durch weitere Messungen Erkenntnisse über die Registrierung, Generation und Aussagekraft der AMFR im Tierversuch zu gewinnen. Wir möchten die Hypothese testen, dass die AMFR, wegen ihrer im Vergleich mit Clicks längeren Stimulusperiode, bei Tieren mit gestörter zeitlicher Verarbeitung robuster nachweisbar bleiben.

**Schlussfolgerung:** Die bisher vorhandenen Daten der humanen Probanden zeigen, dass es durchaus noch Schwierigkeiten bei der klinischen Nutzung der AMFR gibt. Im Tierversuch ist die Anwendung der AMFR zur objektiven Hörschwellenbestimmung in Erprobung.

---

## Charakterisierung der Hörfunktion von Cystein-String-Protein-alpha Knockout-Mäusen

*N. Strenzke, D. Khimich, A. Bulankina, R. Fernandez-Chacon, T. Moser*

Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde der Universität Göttingen

Cystein-String-Protein-alpha (CSP- $\alpha$ ) ist ubiquitäres präsynaptisches Protein, welches eine vorzeitige Degeneration der Nervenendigungen verhindert (Fernandez-Chacon et al., 2004). In CSP- $\alpha$ -Knockout-Mäusen tritt innerhalb der ersten 4 Lebenswochen ein vollständiger Visusverlust durch Degeneration der Bändersynapsen der Retina auf. Ein ähnlicher Defekt war auch an den Bändersynapsen der inneren Haarzellen zu vermuten. Deshalb untersuchten wir den auditorischen Phänotyp von CSP- $\alpha$ -Knockout-Mäusen als Tiermodell für eine auditorische Synaptopathie.

Schon kurz nach Beginn des Hörens (im Alter von 3 Wochen) waren die FAEP-Hörschwellen der Knockout-Mäuse leicht erhöht. Otoakustische Emissionen (DPOAE) waren zu diesem Zeitpunkt noch nachweisbar. Vier Wochen alte Knockout-Mäuse zeigten deutlich verschlechterte Hörschwellen und verminderte DPOAE. Zudem fanden wir im Verlauf der Hörbahn zunehmende Latenzverzögerungen der FAEP. Allerdings zeigten Patch-Clamp-Untersuchungen an inneren Haarzellen von CSP- $\alpha$ -Knockout-Mäusen nahezu normale Calciumströme und Transmitterfreisetzung. Immunhistochemische Untersuchungen zeigten intakte innere und äußere Haarzellen sowie eine normale Konfiguration der Bändersynapse. Auch in CSP- $\alpha$ -Knockout-Mäusen war eine Immunreaktivität für CSP sichtbar und in der Einzelzell-PCR konnte eine Expression von CSP- $\beta$  in den inneren Haarzellen nachgewiesen werden, was die normale Entwicklung dieser Zellen erklärt.

Auch wenn ein Paukenerguss ohrmikroskopisch nicht sichtbar war, liess sich experimentell eine Verbesserung von Hörvermögen und otoakustischen Emissionen nach Paracentese nachweisen. Auch die normale FAEP-Amplitudenwachstumsfunktion nach Schwellenkorrektur lässt vermuten, dass die Schwerhörigkeit der CSP-Knockout-Mäuse auf einer Tubenfunktionsstörung aufgrund der progredienten neuromuskulären Erkrankung beruht. Andere mögliche Ursachen sind ein Defekt im Bereich der nachgeschalteten Synapsen der Hörbahn und/oder eine Störung efferente Kontrolle der Cochlea.

## **EEG-Amplitude, Reststörung und Testzeit bei Hörschwellenbestimmungen mit ASSR**

*Roland Mühler*

Abteilung für Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik,  
HNO-Universitätsklinik Magdeburg

Die Registrierung von Auditory Steady-State Responses (ASSR) erlaubt eine objektive frequenzspezifische Bestimmung der Hörschwelle. Die Bereitstellung von ASSR-Messgeräten durch die Industrie und die Überführung dieser Technik in die klinische Routine wirft eine Reihe von Fragen zur Standardisierung des Messablaufes auf. Eine dieser Fragen betrifft den bei jeder objektiven Hörschwellenbestimmung mit evozierten Potentialen anzutreffenden Einfluss der EEG-Amplitude auf Reststörung und Testzeit.

Allen objektiven Verfahren zur Hörschwellenbestimmung gemeinsam ist eine stufenweise Absenkung des Reizpegels bis zu dem Wert, bei dem keine Antwort mehr nachgewiesen werden kann. Im Gegensatz zu überschwelligen Antworten ist der Nachweis „kein Potential vorhanden“ mit den Mitteln statistischer Tests allein nicht zu erlangen. Vielmehr muss die Reststörung in die Bewertung einbezogen werden.

Im Vortrag werden die von transienten Potentialen bekannten Zusammenhänge zwischen EEG-Amplitude, Reststörung und Testzeit auf stationäre Potentiale übertragen. EEG-Registrierungen mit einem kommerziellen ASSR-System (BioLogic-MASTER) an 33 Erwachsenen zeigen eine große Spannweite von mittlerer EEG-Amplitude und Testzeit. Es kann gezeigt werden, dass sich die für eine definierte Reststörung nötige Testzeit gut aus der mittleren EEG-Amplitude vorhersagen lässt. Des Weiteren zeigten sich deutliche Unterschiede in der mittleren EEG-Amplitude zwischen Routinepatienten und Probanden (Labormitarbeiter).

## **AABR-Neugeborenen-Hörscreening mit laufzeitkorrigierten Stimuli**

*M. Cebulla<sup>1</sup>, E. Stürzebecher<sup>2</sup>, W. Shehata-Dieler<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> HNO-Klinik der Julius Maximilian Universität Würzburg

<sup>2</sup> HNO-Klinik der J.W. Goethe-Universität Frankfurt



---

## Binaurale, multifrequente DPOAE/ASSR

Johann A. Oswald<sup>2</sup>, Thomas Rosner<sup>1</sup>, Thomas Janssen<sup>1</sup>

<sup>1</sup> HNO-Klinik, Technische Universität München

<sup>2</sup> Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme/ Technische Universität München

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss multifrequenter, binauraler Stimulation bei der simultanen Erfassung der Distorsionsprodukte Otoakustischer Emissionen (DPOAE) der Frequenz  $2f_1 - f_2$  und der auditory steady state responses (ASSR, Modulationsfrequenzen 80 – 100 Hz) bei Normalhörenden untersucht (Hybrid Otoacoustic emissions and Steady-State potentials Analysis, HOSSA).

**Methode / Ziel der Studie** ist die Quantifizierung der gegenseitigen Einflüsse der Stimuli auf die Messergebnisse. Mit den Frequenzen 1, 1.5, 2, 3, 4 und 6 kHz wurden sowohl Einzelmessungen (monaural, eine  $f_2$ -Frequenz) als auch kombinierte Messungen (binaural, eine und zwei  $f_2$ -Frequenzen) an 14 normalhörenden Personen (28 Ohren) in Bezug auf DPOAE, ASSR und HOSSA durchgeführt. Die Stimulus-Schalldruckpegel  $L_2$  lagen im Bereich von 10 – 60 dB SPL. Signalantworten wurden als valide betrachtet, sofern ein SNR von mehr als 6 dB erzielt wurde. In den paarweisen Vergleichen wurden jeweils identische Rahmenbedingungen eingehalten. Bei der HOSSA wurde die  $f_2$ -Frequenz als Trägerfrequenz des Modulationssignals ( $m=100\%$ ,  $L_2=50$  dB) verwendet.

### **Ergebnisse:**

#### DPOAE: Eine Frequenz vs. zwei Frequenzen:

Es existierten keine signifikanten intraindividuellen Unterschiede der Emissionspegelpärchen ( $n=1232$ ). Mittlere Abweichung  $M = -0.04$  dB, Standardabweichung  $SD = 1.6$  dB; Pearsonsche Korrelation  $r = 0.98$  über alle Frequenzen und Stimuli.

#### DPOAE: Monaural vs. Binaural:

Es existierten keine signifikanten intraindividuellen Unterschiede der Emissionspegelpärchen ( $n=1232$ ,  $M = -0.2$  dB,  $SD = 1.2$  dB,  $r = 0.99$ ) über alle Frequenzen und Stimuli. An drei von 14 Probanden mit geringen absoluten Emissionspegeln wurden größere Standardabweichungen von 2, 5 bzw. 6 dB SPL erfasst.

#### HOSSA vs. ASSR:

Die Amplituden der ASSR-Antworten in der hybriden Anregung reduzierten sich signifikant im Mittel um 2.36 dB ( $SD=2.91$  dB).

#### HOSSA vs. DPOAE:

Die Pegel der DPOAE in der hybriden Anregung reduzierten sich signifikant im Mittel um 2.6 dB ( $SD = 1.4$  dB).

Gefördert durch DFG Ja597/8

## **Genauigkeit der Hörschwellschätzung mit DPOAE-Wachstumsfunktionen**

*Andre Lodwig*

Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH, Germering

Mithilfe der Auswertung von DPOAE-Wachstumsfunktionen lassen sich im Bereich bis etwa 50 dB Hörverlust Hörschwellen schätzen. Dabei werden – je nach Studie – Schätzgenauigkeiten um 10 dB (Standardabweichung) erreicht.

Es lassen sich einige systematische Fehlerquellen ausmachen, die die Schwellenschätzung mithilfe von DPOAE-Wachstumsfunktionen beeinflussen.

Wie man aber leicht zeigen kann, ist die in solchen Vergleichsstudien erreichbare Genauigkeit auch durch die Genauigkeit der Tonaudiometrie begrenzt. Die aktuelle Implementation kommt dieser Grenze schon recht nah.

Die Qualität der Meßmethode mit der aktuell erreichten Genauigkeit ist deutlich höher zu bewerten, wenn als Alternativmethoden, etwa an kleinen Kindern oder Behinderten, nur Verfahren wie die Verhaltensaudiometrie oder die sehr aufwendige AMFR zur Verfügung stehen.

## Gibt es eine Änderung in der Feinstruktur der Ruhehörschwelle und der DPOAE-Schwelle in Abhängigkeit vom Lebensalter?

*Anemone Luca<sup>1</sup>, Jörg Müller<sup>2</sup>, Thomas Janssen<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>HNO-Klinik, Spitalul Clinic Judetean de Urgenta Targu Mures

<sup>2</sup>HNO-Klinik, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München

Auf die Frage, ob die Hörminderung im Alter auf physische (Cochlea) oder psychische (Cortex) Alterungsprozesse zurückzuführen ist, oder ob überhaupt spezifische und typische Veränderungen der Hörfähigkeit im Alter auftreten, gibt es keine klare Antwort. Ziel der Studie ist es herauszufinden, ob sich Unterschiede in der Feinstruktur der objektiven DPOAE-Schwelle (cochleäre Schallverarbeitung) und der subjektiven Ruhehörschwelle (zentrale Schallverarbeitung) mit zunehmendem Lebensalter zeigen.

DPOAEs und Ruhehörschwelle wurden mit gleicher Ohrsonde im Frequenzbereich zwischen 3 und 6 kHz mit einer Frequenzschrittweite von 47 Hz an unterschiedlichen Alterskollektiven (I: 10-16 Jahre, n=6; II: 17-30, n=10; III: 31-50, n=12; IV: 51-72, n=10) gemessen. Die Messungen der DPOAEs erfolgten bei den Primärtonpegeln L2 = 60, 50, 40, 30, 20 dB SPL ( $L1=0.4 \cdot L2+39$  dB;  $f2/f1=1.2$ ). Nach der Methode von Boege und Janssen (2002) wurde die DPOAE-Schwelle aus extrapolierten Wachstumsfunktionen geschätzt.

Ruhehörschwelle und geschätzte DPOAE-Schwelle nahmen mit zunehmendem Alter im Besonderen im Hochtonbereich zu. Die Korrelation zwischen der Ruhehörschwelle und der DPOAE-Schwelle verbesserte sich mit zunehmendem Alter ( $r^2 = 0.51, 0.66, 0.70, 0.76$ ). Die Rauigkeit der Feinstruktur der DPOAEs war nahezu unabhängig vom Alter, während bei der subjektiven Hörschwelle die Rauigkeit bei den Gruppen I und IV größer war als bei den Gruppen II und III.

Aufgrund des engen Zusammenhanges zwischen den Meßgrößen (hier cochleäre, da zentrale Schallverarbeitung) ist die Hörschwäche im Alter eher auf eine periphere als auf eine zentrale „Abnutzung“ des Hörorgans zurückzuführen. Es stellt sich aber hier die Frage, ob die periphere Funktionseinschränkung überhaupt auf altersbedingte Veränderungen zurückzuführen ist, oder ob der Hörverlust eher durch äußere Einwirkungen (z.B. Lärm, ototoxische Medikamente) bedingt ist. Zur Erhärtung dieser These sind weitere Untersuchungen an einem größeren Probandenkollektiv notwendig.

---

## **Automatische Hörschwellenbestimmung mittels DPOAE in der pädaudiologischen Diagnostik**

Thomas Janssen und Hans-Peter Niedermeyer  
HNO-Klinik der TU München

Die Bestimmung einer Schwerhörigkeit bei Kindern zwischen ½ und 3 Jahren ist ungenau. Es besteht eine deutliche Differenz zwischen der Reaktionsschwelle (Spielaudiometrie im Freifeld) und der eigentlichen Hörschwelle. Die Differenz kann bis zu 50 dB betragen. Eine frequenzspezifische und seitendifferente Erfassung ist ebenfalls nicht möglich. Extrapolierte DPOAE-Wachstumsfunktionen erlauben eine Schätzung der Hörschwelle (Boege und Janssen 2002, Janssen 2005). Diese in einem Handgerät implementierte Methode wurde in der vorliegende Studie auf klinische Anwendbarkeit überprüft.

200 Kinder im Alter von 0 bis 12 Jahren wurden prospektiv pädaudiologisch unter Einschluß der DPOAE-Hörschwellenschätzung untersucht. Das verwendete Gerät (Cochlea-Scan, Fischer-Zoth) stellt in der Art eines Audiogramms (DPOAE-Audiogramm) die geschätzte Hörschwelle bei den Frequenzen 1,5; 2; 3; 4; 5 kHz dar. Die Messungen wurden im Rahmen der pädaudiologischen Sprechstunde von einer Pädaudiometristin durchgeführt. Je nach Grad der Schwerhörigkeit betrug die Messzeit pro Ohr zwischen 2 und 8 Minuten.

Bei den älteren Kindern konnte eine gute Übereinstimmung zwischen der objektiven (DPOAE-Audiogramm) und der subjektiven Schwelle (Tonschwelle) beobachtet werden. Insbesondere an Kindern mit einem genetisch bedingten mediokochleären Hörverlust oder an Kindern mit einem basocochleären Hörverlust nach Chemotherapie ergibt sich in Hinblick auf die frequenzspezifische Erfassung der Hörstörung eine Überlegenheit der Methode gegenüber den TEOAE und der BERA. Bei sehr kleinen Kindern konnte die bekannte altersentsprechende Verschiebung der Reaktionsschwelle in der Freifeldaudiometrie beobachtet werden. Das DPOAE-Audiogramm zeigte jedoch in vielen Fällen eine normale Schwelle. Es wurden auch seitendifferente DPOAE-Audiogramme gefunden, die durch die BERA bestätigt werden konnten.

Mit Hilfe des Cochlea-Scans ist eine frequenz-spezifische und quantitative Erfassung des Hörverlustes möglich. Vorteile des Cochlea-Scans gegenüber der BERA sind die hohe Frequenzspezifität, die einfache Handhabung und die weitaus kürzere Messzeit. Im Gegensatz zur Freifeldaudiometrie ist eine genauere und seitendifferente Bestimmung des Hörverlustes möglich.

## Was verrät die Mismatch Negativity über konkurrierende auditorische Objekte?

*Martin Böckmann, Torsten Rahne, Hellmut von Specht*

Abt. Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik

HNO-Klinik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Die Auftrennung des komplexen Gemisches gleichzeitig am Ohr eintreffender Schallereignisse wird unter dem Begriff der auditorischen Szenenanalyse subsumiert (*Bregman*, 1990). Zwei ineinander geschachtelte Tonsequenzen können je nach spektralem und zeitlichem Abstand als eine einzige, hin und her springende oder zwei getrennte Melodien ("Streams") wahrgenommen werden. Dazwischen sind in einem "ambivalenten" Bereich, ähnlich einem Vexierbild, je nach Richtung der Aufmerksamkeit beide Perzepte möglich.

Die zugrunde liegenden neuronalen Mechanismen sind wenig verstanden, finden jedoch wesentlich im auditorischen Cortex und zum Teil automatisch statt. Zur Untersuchung bietet sich daher die Mismatch Negativity (MMN) an. Es ist bekannt, dass sich die Organisation in Streams in der MMN widerspiegelt (*Sussman et al.*, 1998).

Es wird untersucht, in wie weit die MMN von einer durch selektive Aufmerksamkeit gesteuerte Separation in zwei Streams moduliert wird. Dazu wird eine alternierende Tonfolge aus drei tieferen (800 ... 900 Hz) und drei höheren Tönen (1200 ... 1350 Hz) so dargeboten, dass die Töne ambivalent in einen oder zwei Streams eingeordnet werden können. Als Deviant für die MMN dient eine Pegelerhöhung um 6 dB. Solche Deviants treten bei den tiefen Tönen mit einer Wahrscheinlichkeit von 43 %, bei den höheren jedoch nur mit 14 % auf.

Aufgrund ihrer Auftrittswahrscheinlichkeit sollte eine MMN nicht evoziert werden, wenn nur ein einziger Stream wahrgenommen wird. Bei einer Konzentration auf die hohen Töne wird eine Separation in Streams erzwungen. Im von den höheren Tönen gebildeten Stream ist dann die Ausbildung einer MMN möglich. Dazu werden erste Resultate vorgestellt.

A.S. Bregman: Auditory Scene Analysis. Cambridge (1990)

E. Sussman, W. Ritter, H.G. Vaughan, Brain Res. 789: 130-138 (1998)

## **Audiovisuelle Stimulation zur Beeinflussung von Frequenzintegration und -segregation in der auditorischen Szenenanalyse**

*Torsten Rahne<sup>1,2</sup>, Martin Böckmann<sup>1</sup>, Elyse Sussman<sup>2</sup> und Hellmut von Specht<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Abt. für Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik,  
Universitätsklinikum Magdeburg

<sup>2</sup>Cognitive Neurophysiology Laboratory, Albert Einstein College of Medicine, New York

Die Untersuchung der Verarbeitung komplexer auditorischer Objekte ist Bestandteil der auditorischen Szenenanalyse. Vielfach wurde über die Möglichkeit der automatischen Segregation verschiedener Melodielinien (Streams) berichtet und Parameter bestimmt, bei denen eine automatische Segregation oder Integration erwartet wird. Dieser von Frequenzabstand und Interstimulusintervall aufgespannte Parameterraum enthält ein ambivalentes Gebiet, das Segregation, Integration sowie Wechsel zwischen beiden Zuständen zulässt.

Es wird untersucht, inwieweit sich durch Präsentation visueller Stimuli synchron zu den auditorischen in diesem Bereich eine Segregation in zwei Melodielinien oder eine Integration in eine hervorrufen lässt. Als Nachweismethode der aufmerksamkeitsunabhängigen Detektion von Abweichungen in einer Folge regelmäßiger auditorischer Objekte eignet sich als deren neuronales Korrelat die Mismatch Negativity (MMN).

Das verwendete Paradigma besteht aus Sinustönen, die in zwei auditorischen Streams angeordnet sind. Ein Stream enthält ein 3-Ton-Muster, der andere Stimuli zufälliger Tonhöhe. Streamübergreifend wird jeder 3. Ton in seiner Intensität erhöht. Die visuellen Reize wurden assoziativ zu der Tonhöhe gestaltet und jeweils synchron zu den auditorischen Mustern präsentiert. Aus den EEG-Registrierungen an 10 Probanden wurde für die oddball-Paradigmen jeweils das Differenzpotential aus den durch Standard- und Deviantreizen evozierten Potentialen ermittelt.

Es konnte gezeigt werden, dass die Präsentation der visuellen Stimuli je nach Art der Synchronisation zur automatischen Segregation (deutlich ausgeprägte MMN) oder Integration (keine nachweisbare MMN) der Streams führt. Eine Stimulation ohne visuelle Reize führt ebenfalls zu keiner nachweisbaren MMN.

## **Wavelet-basierte MMN-Analyse bei Kindern**

*Martin Burger, Ulrich Hoppe, Peter Kummer, Jörg Lohscheller, Ulrich Eysholdt,  
Michael Döllinger*

Abteilung für Phoniatrie und Pädaudiologie, Universitätsklinikum Erlangen

In der Diagnostik von Sprachentwicklungsstörungen wurden in den letzten Jahren zahlreiche Studien mit elektrophysiologischen Verfahren über die auditive Verarbeitung und Wahrnehmung bei Kindern durchgeführt. Die Bestimmung der Mismatch Negativity (MMN) zeigte sich hierfür besonders geeignet. Sie tritt als Komponente der späten akustisch evozierten Potentiale infolge einer Veränderung innerhalb der akustischen Reizdarbietung auf und deutet auf einen präkognitiven Unterscheidungsprozess hin.

Bei zehn als sprachlich unauffällig diagnostizierten Vorschulkindern wurde in einem neuen MMN-Design die Wahrnehmung von Veränderungen der Länge, Frequenz, Intensität und Signal-Pausen-Struktur akustischer Signale überprüft. Die auftretenden Merkmale der gemessenen akustisch evozierten Potentiale wurden mittels diskreter Wavelet-Transformation extrahiert und analysiert.

Trotz zeitlicher Verkürzung der Messfolge durch die Verschachtelung der Deviantreize konnten bei allen untersuchten Kindern eindeutig MMN nachgewiesen werden. Dabei variierten die MMN-Amplituden inter-individuell und in Abhängigkeit der verschiedenen Reizveränderungen. Die Morphologie der P1-Komponente war häufig sattelförmig ausgeprägt, was auf unterschiedliche Reifungsgrade des auditorischen Kortex hinweisen könnte. Die diskrete Wavelet-Transformation vereinfachte die Quantifizierung der MMN und die Analyse der Morphologie der auftretenden Potentialkomponenten.

In der Folgestudie werden die extrahierten Merkmale auf Unterschiede zwischen Kindern mit normaler und gestörter Sprachentwicklung hin untersucht.

## **Auditorische Hirnrindenpotentiale auf Minimalpaare**

*Frank Digeser, Ulrich Hoppe*

Hals-Nasen-Ohren-Klinik, Universitätsklinikum Erlangen

Im Rahmen der Qualitätssicherung auditorischer Rehabilitationsmaßnahmen (Hörgerät und Cochlear Implant) spielen neben aufwändigen Sprachverständnismessungen objektive Verfahren wichtige Rolle. Hierzu wurden unterschiedliche elektrophysiologische Methoden mit besonderen Reizparadigmen wie Mismatch-Negativität, P300 usw. beschrieben. Gegenstand der aktuellen Untersuchung war die Frage, inwieweit sich die unterschiedliche auditorische Verarbeitung von Minimalpaaren mit elektrophysiologischen Methoden in klinischen Standardbedingungen nachweisen lässt.

Hierzu wurden an einer Gruppe von acht normalhörigen Probanden auditorische Hirnrindenpotentiale auf Tonreize (1kHz und 1.2 kHz) sowie einsilbige Sprachreize (/da/ und /ta/) am Vertex abgeleitet. Diese wurden sowohl allein als auch paarweise im oddball-Paradigma präsentiert. Die Mittelungszahl lag – abhängig vom Paradigma – zwischen 20 und 250.

Zwischen den Stimulusarten waren bei der Einzelpräsentation bei allen Versuchspersonen systematische Unterschiede in Latenz, Peakausdehnung (Halbwertsbreite) und Amplitude nachweisbar. Besonders deutlich waren diese für die Latenz der N1-Komponente. Die Unterschiede in den Reizantworten lassen sich durch den Einhüllendenverlauf der Stimuli (ansteigende Flanke) und dem mittleren Pegel während der ersten 75 ms erklären. Eine Mismatch-Negativität war unter den gewählten Bedingungen nicht immer nachweisbar.

Die Ergebnisse zeigen, dass sprachevozierte Potentiale auch unter klinisch üblichen Bedingungen geeignet sind, um auditorische Diskriminationsleistungen zu quantifizieren.