

# Programm & Abstracts

Zur Veröffentlichung freigegebene Kurzfassungen der Vorträge finden Sie durch Anklicken der Titel.

## Freitag 19.11.'99

13:30	<b>Begrüßung</b>
13:45	<b>R.Hartmann</b> (Frankfurt) <a href="#">Keynote elektrisch evozierte Potentiale des auditorischen Systems</a>
14:15	<b>St.Gräbel, H.Wagner</b> (Berlin) <a href="#">CI-Prädiagnostik mittels elektrisch evozierter AMFR</a>
14:35	<b>J.Maurer</b> (Mainz) Prä- und Intraoperative E-BERA
14:55	<b>U.Baumann</b> (München) <a href="#">Intraoperative ECAP-Ableitungen mit der Combi-40 plus Elektrode: Erste Ergebnisse</a>
15:15	<b>N. Dillier, W. K. Lai, Th. Linder</b> (Zürich) <a href="#">Intraoperative Messungen von elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen mittels Cochlear Implant</a>
15:35	<b>M. Hey, K. Plotz, K. Begall, Z. Kevanishvili, H. von Specht</b> (Halberstadt / Magdeburg / Tbilissi) (Halberstadt) <a href="#">Refraktärverhalten der EABR bei kurzen Pulsabständen</a>
15:55	<b>Pause</b>
16:25	<b>T.Steffens</b> (Regensburg) <a href="#">Mapoptimierung auf Basis von NRT Amplitudenwachstumsfunktionen</a>
16:45	<b>J.Müller-Deile, A.Morsnowski</b> (Kiel) <a href="#">Elektrodenwahl für CIS-Maps mit Hilfe der Steigung des ECAP Amplitudenanstiegs</a>
17:05	<b>A.Mair</b> (Salzburg) <a href="#">Neural-Response-Telemetry (NRT) und die Verwendung von Stapedius-Reflex-Schwellen (SRT) bei der Sprachprozessoranpassung</a>
17:25	<b>P.Finkenzeller, F.Rosanowski</b> (Erlangen) <a href="#">Universelles Neugeborenen Hörscreening Methodik und Ergebnisse</a>
17:45	<b>E.Löhle</b> (Freiburg) Hör-Screening auf der Kinderstation TOAE oder BERA ?
18:05	<b>H. von Specht, S. Wilfert, R. Mühler</b> (Magdeburg) Akustische Stimulation beim FAEP-Hoerscreening von Neugeborenen
19:30	<b>Abendessen im Restaurant "Schöne Aussichten"</b>

**Samstag 20.11.'99**

<b>8:30</b>	<b>G.Mauer, W.H. Döring</b> (Aachen) <u>Zur Entstehung der "amplitude modulation following response" (AMFR).</u>
<b>8:55</b>	<b>B.Ross</b> (Münster) <u>Auditorisch evozierte steady-state-Antworten bei Stimulation mit amplitudenmodulierten Tönen.</u>
<b>9:20</b>	<b>M.Cebulla, E.Stürzebecher</b> (Frankfurt) <u>Untersuchungen zum objektiven AMFR-Nachweis.</u>
<b>9:40</b>	<b>J.Pethe</b> (Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Abteilung für Experimentelle Audiologie) <u>Amplitude Modulation Following Responses und Wachheitszustand - ein Vergleich für 40 und 80 Hz Modulationsfrequenz</u>
<b>10:00</b>	<b>E.Stürzebecher, M.Cebulla, U.Pschirrer</b> (Frankfurt) Untersuchungen zur frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung mittels der AMFR
<b>10:25</b>	<b>R.Mühler</b> (Magdeburg) <u>Abschätzung der Hörschwelle mit stationären auditorischen evozierten Potentialen: Probleme der digitalen Signalverarbeitung</u>
<b>10:45</b>	<b>Pause</b>
<b>11:15</b>	<b>A.Rupp</b> (Heidelberg) <u>Akustisch evozierte Magnetfelder des Hörkortex bei Reizpaaren</u>
<b>11:40</b>	<b>T.Hies</b> (Erlangen ) <u>Hirnrindentialentiale auf akustische Reize mit unterschiedlichen spektralen Eigenschaften</u>
<b>12:00</b>	<b>C. Frohne, S. Rauschenfels, A. Lesinski-Schiedat, M. Sauer-Gönen, R.-D. Battmer, Th. Lenarz</b> (Hannover) <u>Hirnstammpotential-Ableitung bei elektrischer Stimulation am Promontorium: Welche Rolle spielt die exakte Position der Stimulationselektrode?</u>
<b>12:20</b>	<b>S.Hoth, G.Buller</b> (Heidelberg, Wismar) <u>Raten und Klassifizieren: Die Problematik der TEOAE-Auswertung durch Experten und Expertensysteme</u>
<b>12:45</b>	<b>Geschäftssitzung</b>

Im Anschluss besteht Gelegenheit zur Besichtigung der Audiometrie der HNO Klinik der CAU Kiel

AGERA'99

[Einladung](#) | [Programm](#) | [Abstarcts](#) | [Unterkunft](#) | [Wegweiser](#) | [Kieler WebCams](#) | [Kontakt](#)

# Abstracts

## Elektrodenwahl für CIS-Maps mit Hilfe der Steigung des ECAP Amplitudenanstiegs

### **J.Müller-Deile**

Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel. Germany

Die Steigung der Amplitudenanstiegsfunktion der mit der Neuralen Antwort Telemetrie (NRT) registrierten elektrisch evozierten Summenaktionspotentiale (ECAP) variiert intra- und interindividuell. So beträgt der mittlere Varianzkoeffizient der Steigungen, die an den 22 Elektroden des Arrays gemessen werden, bei 17 erwachsenen CI Patienten 30 %. Die Streuung der Steigung ist in allen Fällen größer als die Genauigkeit der Messung, wie sie sich in der Test-Retest Abweichung dokumentiert.

Auf der anderen Seite weisen tierexperimentelle Untersuchungen (z.B. Hall 1990) darauf hin, dass die Steigung als Prediktor für die Zellpopulation des Ganglion Spirale geeignet ist.

Um zu untersuchen, in wieweit diese Steigung sinnvolle Informationen für die Elektrodenauswahl bei hochratigen Stimulationsstrategien liefert, führten wir eine Pilotstudie mit erwachsenen postlingual ertaubten Cochlear Implantat Trägern durch. ECAP Amplitudenanstiege in Abhängigkeit von der Reizintensität wurden mit NRT für alle 22 Elektroden gemessen. Um die Zahl der Parameter gering zu halten, teilten wir das Elektrodenarray in vier Bereiche (basal 6 El., apical 5 El.) Aus jedem dieser Bereiche wurde eine Elektrode ausgewählt und so eine vierkanalige CIS Map gebildet, wobei als Stimulationsrate 1,2 kHz/El genutzt wurde, da uns zu dieser Reizfrequenz Vergleichsdaten mit anderen Codierungsalgorithmen vorlagen. Auf diese Weise bildeten wir drei unterschiedliche Sprachprozessorprogramme, wobei die Wahl der Elektroden durch die Steigung des ECAP Amplitudenanstiegs bestimmt wurde. Für die Map "steil" benutzten wir die Elektroden mit der jeweils größten Steigung der Gruppe, Map "flach" wird aus den Elektroden mit der geringsten Steigung gebildet und die Map "mittel" enthält die Elektroden, deren Steigung dem Median des Bereichs entspricht. Das Sprachverständnis dieser drei Maps wurde mit dem Oldenburger Satztest bestimmt.

Erste Untersuchungen wurden mit vier Patienten durchgeführt und zeigten, dass die geringe Zahl der Elektroden Messergebnisse der Sprachverständlichkeit im Bereich um 50% nur in Ruhe ermöglichte. Außerdem mussten wir trotz einer 10 minütigen Gewöhnungsphase einen deutlichen Lerneffekt registrieren.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass bei zwei Patienten Sprachtestergebnisse mit der mit der Map "steil" deutlich besser waren als die mit der Map "flach". Bei den beiden anderen Patienten waren die Ergebnisse gleich oder leicht schlechter. Jedem, der mit der Programmierung von Sprachprozessoren zu tun hat, ist es selbstverständlich, dass die Verteilung der aktiven Elektroden über das Array einen starken Einfluss auf die Sprachverständlichkeit hat. Wir entwickelten ein Maß um diese Verteilung zu beschreiben. Dieses Verteilungsmaß weist bei 18 Patienten eine hohe Korrelation mit der Sprachverständlichkeit auf.

Bei weiteren Untersuchungen setzten wir Maps ein, die sich aus jeweils 6 Elektroden zusammensetzten. Die Sprachverständlichkeit mit diesen 6kanaligen CIS Maps ist so gut, dass wir den Oldenburger Satztest zur Sprachverständlichkeitsmessung im Störgeräusch einsetzen konnten und so durch Variation des S/N im steilen Bereich der Diskriminationsfunktionen die Vergleiche durchführen konnten.

Vorläufige Ergebnisse, die uns bei 12 Patienten vorliegen, weisen darauf hin, dass es einen leichten Effekt im Sinne eines besseren Sprachverständnisses bei der Nutzung von Elektroden mit steilem Amplitudenwachstum der mit der NRT gemessenen ECAP gibt, dieser jedoch von den verteilungsabhängigen Einflüssen häufig verdeckt wird.



### **Intraoperative Messungen von elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen mittels Cochlear Implant**

**Norbert Dillier, Wai Kong Lai, Thomas Linder**

Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie, Universitätsspital Zürich

Die Ableitung elektrisch evozierter Summenaktionspotentiale (ECAP) stellt eine objektive Methode zur Untersuchung des Hörnervs in der Nähe von implantierten Reizelektroden dar. Neurale Reizantwort-Telemetrie-Messungen (NRT) wurden erfolgreich bei Kindern und Erwachsenen sowohl intra- als auch postoperativ durchgeführt. Die Auswertung von intraoperativen Messungen seit dem Oktober 1996 bei 35 Patienten (18 Erwachsene, 17 Kinder) ergaben, dass 31 Patienten (88 %) klar identifizierbare neurale Antworten zeigten, während bei 4 Patienten keine oder nur sehr geringe neuronalen Antworten messbar waren. Im Vergleich zu elektrisch evozierten Hirnstammantworten sind die NRT-Messungen mit geringerem apparativem Aufwand in kürzerer Zeit durchzuführen und geben gezielter Auskunft über die periphere Hörbahn. Die Messdauer für alle 22 intracochleären Elektroden bei drei oder vier Reizpegeln beträgt in der Regel weniger als 10 Minuten, während die Auswertung der Kurven und die Schwellenbestimmung nach der Messung halbautomatisch durchgeführt werden kann. Von besonderem Interesse sind die Anwendungen dieser Untersuchungen für die verbesserte Sprachprozessor-Anpassung bei Kleinkindern sowie die Möglichkeit der objektiven postoperativen Verlaufsdokumentation.



### **Hirnstammpotential-Ableitung bei elektrischer Stimulation am Promontorium: Welche Rolle spielt die exakte Position der Stimulationselektrode?**

**C. Frohne, S. Rauschenfels, A. Lesinski-Schiedat, M. Sauer-Gönen, R.-D. Battmer, Th. Lenarz**

Vor einer Cochlear Implant Versorgung ist es wichtig, den Hörnervenstatus zu diagnostizieren, da ein funktionsfähiger Hörnerv Voraussetzung für die erfolgreiche

Nutzung eines Cochlear Implants (CI) ist. Während bei Erwachsenen der subjektive Promontoriumstest durchgeführt wird, besteht mit Hinblick auf die steigende Implantationszahl bei Kindern Bedarf an einer objektiven Überprüfung, die möglichst wenig invasiv ist.

Als objektiver Nachweis der Hörnervenfunktion bietet sich die Ableitung früher auditorischer Hirnstammpotentiale bei elektrischer Reizung (E-FAEP) an, die auch in Narkose möglich ist. Bisherige Erfahrungen zeigen jedoch, daß die E-FAEP-Ableitung bei Stimulation im Mittelohr, d. h. am Promontorium oder am runden Fenster, zu keinem befriedigenden Ergebnis führt.

Einen möglichen Einflußparameter auf die E-FAEP-Ableitung stellt die exakte Lage der Stimulationselektrode am Promontorium dar. Unterschiede in der Elektrodenlage bestimmen unter anderem die Entfernung zum Nerven und auch die Elektrodenkontaktfläche und die Dicke der Schleimhaut.

Innerhalb dieser Studie wurden bei 32 Kindern E-FAEP-Ableitung im Rahmen der AEP-Ableitung in Narkose durchgeführt. Die Stimulation wurde über die gleiche transtympanale Elektrode durchgeführt wie die Ableitung der Elektrocochleographie. Konnten keine E-FAEPs abgeleitet werden, wurde die Stimulationselektrodenlage variiert und bis zu drei verschiedene Positionen getestet. Bei allen Kindern wurde die Untersuchung beidseits durchgeführt. Bei den meisten Patienten stellte sich die Anatomie im CT regelrecht dar, nur bei drei Patienten zeigte sich im CT eine Obliteration, bei zwei Patienten ein enger innerer Gehörgang.

Bei etwa 50% der untersuchten Ohren konnten E-FAEPs nachgewiesen werden, wobei bei einem Drittel dazu die Nadelposition geändert werden mußte.

Wir schließen daraus, daß die exakte Position der Stimulationselektrode auf das Ergebnis der E-FAEP-Ableitung einen großen Einfluß hat. Der Prozentsatz der positiven E-FAEP-Ableitungen kann also durch Optimierung der Stimulationselektrodenposition deutlich verbessert werden. Die Ableitung von E-FAEPs bei Stimulation am Promontorium scheint damit nur sinnvoll, wenn eine Positionsänderung der Stimulationselektrode einkalkuliert wird.



## [Map-Optimierung auf der Basis von NRT ECAP-Amplituden-Wachstums-Funktionen](#)

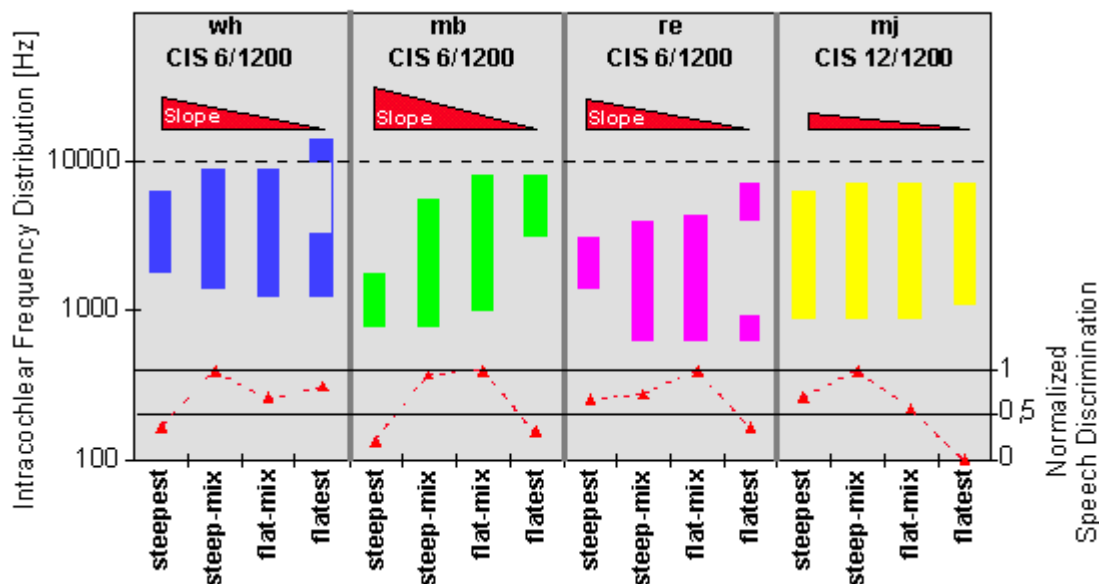
### **Thomas Steffens Universitäts-HNO-Klinik Universität Regensburg**

Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Möglichkeit einer Optimierung der Sprachverständlichkeit erwachsener CI-Träger durch Parameter der NRT ECAP-Amplituden-Wachstums-Funktionen. Als Basis diente die Hypothese, dass die beste Sprachdiskrimination durch die Verwendung von Stimulationselektroden an intracochleären Orten mit einer möglichst hohen Anzahl an funktionierenden Nervenfasern erzielt werden sollte. Eine Stimulation an diesen Orten sollte eine hohe Amplitude des ECAP erzielen, woraus eine steilere Amplituden-Wachstums-Funktion resultieren sollte.

An der Studie nahmen sechs Versuchspersonen teil, von denen allerdings nur vier ausreichende ECAP-Amplituden aufwiesen, die zur Steigungsauswertung herangezogen werden konnten. Das Studiendesign sah die Verwendung einer 6- oder 12-Maxima, 1200 pps CIS-Strategie mit 25µs-Pulsbreite vor, deren aktive Elektroden anhand der Steigung der korrespondierenden ECAP-Amplituden-Wachstums-Funktionen selektiert wurden. Alle Patienten waren mit einer 12-Maxima, 1200 pps ACE-Strategie seit mehreren Monaten

vorangepasst. Es wurden für jede Versuchsperson vier unterschiedliche CIS-Maps erstellt. Dabei erfolgte die Selektion der Elektroden für die unterschiedlichen Maps entweder nach der Rangfolge der individuell steilsten (steepest) oder flachsten Steigungen (flattest) der Amplituden-Wachstums-Funktion, als auch aus einem Mix von Elektroden mit steilen und flachen Steigungen. Hierbei wurden einerseits überwiegend Elektroden mit steiler Wachstumsfunktion (steep-mix), andererseits Elektroden mit überwiegend flacher Wachstumsfunktion (flat-mix) ausgewählt. Mit diesen vier Maps wurde nach einer Eingewöhnungszeit von etwa 45 Minuten die Sprachdiskrimination auf der Basis von Satztests (Innsbrucker/Göttinger Sätze) bestimmt. Vor allem bei der Erstellung der "steepest"- und "flattest"-Maps ergab sich eine Zusammenballung der selektierten Elektroden in eng benachbarten Kochlea-Regionen, was zu einem sehr schmalbandigen Klangempfinden führte. Um diesen Effekt zu berücksichtigen, wurde der effektive Frequenzbereich der Stimulationsmuster der verschiedenen Maps auf der Basis des geometrischen Abstandes der apikalsten und basalsten verwendeten Elektrode, der Einführungstiefe und der Greenwood'schen Frequenz-Orts-Funktion der menschlichen Kochlea bestimmt.

Die Verteilung der Steigungen über das ganze Elektrodenarray war individuell sehr unterschiedlich. Die absolute Größe der Steigung variierte zwischen 1 to 18  $\mu\text{V}/\text{CL}$ . Überraschender Weise wurde bei allen vier Versuchspersonen die beste Sprachdiskrimination mit den "steep-mix"- and "flat-mix"-Maps erzielt, nicht den "steepest"-Maps. Gleichzeitig bestand nur eine mäßige Korrelation ( $r = 0,62$ ) zwischen der gepoolten Steigung und der normalisierten Sprachdiskrimination. Obwohl auch die gepoolte Menge aller effektiven Frequenzbereiche nur eine schwache Korrelation ( $r = 0,28$ ) mit den Werten der normalisierten Sprach-diskrimination zeigte, wiesen in allen Einzelfällen die individuellen "mixed"-Maps eine höhere Sprachdiskrimination bei gleichzeitig größerem effektiven Frequenzbereich verglichen mit den individuellen "steepest"- und "flattest"-Maps auf.



Ein Grund für die bessere Sprachdiskrimination der "mixed"-Maps kann in der Tatsache liegen, dass die Elektrodenverteilung der "steep"-Maps bei der Verwendung von nur sechs Stimulationselektroden eine sehr schmalbandige Erregung produzierte, die nach Aussage der Versuchspersonen auch nach Ende der Tests weit von dem Klang der adaptierten

ACE-Strategie abwich. Deshalb liegt die Schlußfolgerung nahe, dass vor allem die sehr schmalbandig gehörten Sprachmuster der "steepest"-Maps keine gute zentrale Repräsentation fanden und deshalb die Diskrimination schlechter als erwartet ausfiel. Die intrakochleär breitere räumliche Verteilung der Stimulationselektroden der "mixed"-Maps ergab einen größeren effektiven Frequenzbereich, eine bessere Annäherung an den gewohnten Klang der ACE-Strategie und wahrscheinlich eine bessere zentrale Repräsentation. Bestätigung findet diese Hypothese durch den Versuch der Verringerung des Zusammenballens von Stimulationselektroden durch eine Erhöhung der Anzahl verwendeter Elektroden von sechs auf zwölf. Hierbei konnte sowohl der Klangunterschied zur ACE-Strategie, als auch untereinander reduziert werden. Der effektive Frequenzbereich der vier Maps war nahezu identisch. Interessanter weise ergab dann ebenfalls die "steep-mix"-Einstellung die beste Sprachdiskrimination und nicht die Auswahl an Elektroden mit den steilsten Wachstumsfunktionen.

Die nur sehr kurze Gewöhnungszeit an die NRT-optimierten Hörprogramme sollte Anlaß dazu geben, die Ergebnisse dieser Studie nur unter dem Aspekt einer Kurzzeit-Adaptation zu interpretieren. Aussagen über die Effizienz der hier vorgestellten Methode im Hinblick auf Gewöhnungs- und Lerneffekte können aus diesen Ergebnissen nicht abgeleitet werden.



## CI-Prädiagnostik mittels elektrisch evozierter AMFR

**Stefan Gräbel, Hermann Wagner**  
**Hals-Nasen-Ohrenklinik der Humboldt-Universität zu Berlin (Charité)**

Ein objektiver Hörnerv-Statustest wird gebraucht, wenn Promontoriumstest-Ergebnisse undeutlich bzw. grenzwertig oder aber von jungen Kindern oder Mehrfachgeschädigten nicht zu erlangen sind.

Die Nutzbarkeit früher elektrischer Hörbahnantworten auf impulsive elektrische Reize hängt leider stark vom Stimulationsort ab; falsch-negative Befunde sind auch bei promontorialer Stimulation relativ häufig.

Nach unseren Erfahrungen von 34 Patienten aller Altersgruppen, darunter 4 multipel Geschädigte - alle wurden beidseitig untersucht, bietet die Nutzung der elektrisch evozierten AMFR (EAMFR) eine robustere und bei extratympanaler Stimulation (Kinder!) belastungsärmere Alternative.

Methodische Probleme:

Sinnvolle Prüffrequenzen (Trägerfrequenzen des AM-Stimulus) liegen zwischen ca. 200Hz...2kHz; die bevorzugte Modulationsfrequenz ist 80Hz.

Das methodische Kardinalproblem ist der elektrische Artefakt, der durch die AM-Demodulation an den nichtlinearen Elektrode-Gewebe-Übergängen entsteht. Die wichtigste Gegenmaßnahme ist die Scherung der Nichtlinearität durch einen gegen Unendlich gehenden Innenwiderstand der Stimulationsstromquelle. Weitere Gegenmaßnahmen sind großflächige Stimulationselektroden (keine Kochleografie-Nadeln!) und optimale Orientierungen des Stimulationsdipols (Stimulationselektrode im

äußeren Gehörgang oder am Promontorium und Gegenelektrode am äußeren Rand der Ohrmuschel) sowie der Ableitelektroden. Dazu wird bei festgelegten Positionen der Ableitelektroden vor Beginn der eigentlichen Untersuchung ein niedriger Stimulationsstrom eingestellt, die Spannungsamplitude zwischen den Ableitelektroden gemessen und die Stimulations-Gegenelektrode am Ohrmuschelrand dort angeklemt, wo die genannte Spannungsamplitude ein Minimum annimmt.

Alle Artefakt-Gegenmaßnahmen zusammen führen zu einem Abstand zwischen Reizantwort (RA) und Demodulationsartefakt von ca. 12...>20dB (bei RA-Amplituden zwischen 10...ca. 400nVs).

Ein weiteres methodisches Problem stellen Netzeinstreuungen auf den Probanden sowie über längere Zeit stationäre 40Hz-Wellen im EEG dar. Während Epochen mit zu hoher 40Hz-Amplitude (mitunter bis 50µVss) während der Ableitung oder bei der Auswertung eliminiert werden können, müssen zu hohe Netzeinstreuungen von vornherein mit den üblichen Gegenmaßnahmen unterdrückt werden. Die beiden letztgenannten Schwierigkeiten beruhen auf einschränkenden Eigenschaften der Fast-Fourier-Transformation im Zusammenwirken mit den realisierten technischen Parametern der Apparatur (DSP- bzw. ADU-Taktfrequenzen etc.). Bei unserer Apparatur muß die Brummspannung zwischen den Ableitelektroden <3µVs sein, wenn eine RA-Nachweisgrenze von ca. 10nV erreicht werden soll.

Methodische Einzelheiten können folgender Volltextveröffentlichung entnommen werden:  
<http://edok01.tib.uni-hannover.de/edoks/e001/24948529X.pdf>

#### Anwendungserfahrungen:

Da bei der subjektiven Wahrnehmungsprüfung mit Stimulation im äußeren Gehörgang oder am Promontorium (Promontoriumstest) höhere Reizfrequenzen immer höhere Reizstärken erfordern als tiefe Reizfrequenzen, ist es vernünftig, die Untersuchung zunächst mit einer höheren Trägerfrequenz durchzuführen (wir bevorzugen 500Hz) und nur dann z.B. mit 250Hz zu wiederholen, wenn das Ergebnis nicht eindeutig ist.

Als eindeutig gewertet wird das Untersuchungsergebnis dann, wenn bei stufig erhöhter Reizstärke bis ca. 1000µAs (promontoriale Stimulation) bzw. ca. 1600µAs (extratympanale St.) keine oder eine reguläre Reizantwort auftritt (reguläre Phasenlage, regulärer Zusammenhang zwischen Reizstrom- und Antwort-Amplitude).

Bei allen bisher diagnostizierten Kindern bis etwa 14 Jahren ohne Mittelohr-Pathologie wurden eindeutige Ergebnisse mit extratympanaler Stimulation erzielt. Die Untersuchungen erfolgten bei den 12 Kindern im Alter zwischen 2 bis 4 Jahren trotzdem in Narkose (im Regelfall in Kombination mit einem anderen Eingriff bzw. bildgebender Diagnostik), die leider die RA-Amplitude mit dem Faktor ~0,2...0,3 reduziert. Bei kooperativen Kindern und allen älteren Patienten wenden wir das Verfahren - wenn irgend möglich - im Wachzustand an.

Von besonderem Vorteil ist, daß am Zeitverlauf der RA-Amplitude eine pathologische Ermüdbarkeit erkannt werden kann und bei grob 20% unserer Patienten in sehr unterschiedlicher Ausprägung erkannt wurde. Weiteres diagnostisches Potential vermuten wir in gelegentlich beobachteten Phasenanomalien der Reizantwort.

Das zugrundeliegende Forschungsthema wurde vom BMBF unterstützt: FKZ 01VJ9404. Die kommerzielle Realisierung der Apparatur liegt in den Händen von Fa. Pilot Blankenfelde, Wilhelm-Grunwald-Str. 48-50, D-15827 Blankenfelde, Tel.: (03379)371865.





## Keynote elektrisch evozierte Potentiale des auditorischen Systems

---

### R.Hartmann (Frankfurt)

#### Quellen der akustisch evozierten Potentiale (AEP)

- Rezeptorpotentiale - Haarzellen
- Synaptische Potentiale - chem. Synapsen Nerven-Aktionspotentiale - Ranvier'sche Schnürringe, Axonhügel

#### Summation von lokalen Antworten einzelner Zellen

- Synchronisation von Aktionspotentialen (Apn) im Hörnerv
- Aktivitätsmuster im Hörnerv der Katze, Sinus + Click Stimulus, Akust./ elektrische Reizung
- Entstehung des Compound Action Potentials (CAPs) am Runden Fenster der Cochlea
- Beispiel: Anteil eines APs am CAP des Runden-Fenster-Signals El. evoz. CAPs am Runden Fenster

#### Summation von Antworten ganzer Zellverbände

- Field-Potential Ableitungen im auditorischen Cortex der Katze
- Field-Potential Messungen in den 6 corticalen Zellschichten
- Berechnung der lokalen Quellenstärke der synaptischen Potentiale
- Current-Source-Density Profile
- Mittel-latente Potentiale an der Oberfläche des primären auditorischen Cortex
- Dipol-Modell für AEP-Integralvektoren im Kugel-Volumenleiter
- Vergleich Dipol-Modell mit AEP-Meßdaten von Probanden
- Zusammenführung von AEP - Meßdaten - Dipolmodellrechnungen und Meßergebnissen aus der funktionellen Kernspintomographie



## Refraktärverhalten der EABR bei kurzen Pulsabständen

---

### M. Hey, K. Plotz, K. Begall, Z. Kevanishvili, H. von Specht (Halberstadt / Magdeburg / Tbilissi)

Moderne Cochlea Implantat (CI) Systeme realisieren minimale Pulsabstände von wenigen  $\mu$ s, diese zeitlichen Abstände sind wesentlich kleiner sind als die Refraktärzeit des Hörnerven. In dem vorliegenden Beitrag werden insbesondere die Einflüsse sehr kurzer Pulsabstände bei elektrischer Stimulation des auditorischen Systems mit elektrophysiologischer Verfahren untersucht. Auf der Basis der Messung der Amplitude

der Welle V (W V) des elektrisch evozierten auditorischen Hirnstammpotentials (EABR) wird das Refraktärverhalten abgeschätzt. Die Untersuchungen wurden an 7 Patienten durchgeführt, die mit einem CI MedEl C40 oder C40+ versorgt sind.

Zur Bestimmung der Refraktäreigenschaften der EABR wird ein Doppelpuls-Stimulationsparadigma genutzt. Es werden Paare von Stimulationspulsen mit gleicher Amplitude, die von einem variablen Pulsabstand getrennt sind, an einer festen Elektrode angeboten (Doppelpuls - DP). Die Antworten auf den 2. Puls des DP werden mit denen auf einem Einzelpuls (EP) bei ansonsten gleicher Parameterwahl verglichen. Es wurden drei Untersuchungsserien zu den folgenden Schwerpunkten durchgeführt:

1) Bei einem festen Wert für den Stimulationsstrom erfolgte eine Veränderung des Pulsabstandes in 8 Stufen zwischen 2 und 3500  $\mu$ s. Der Stimulationsstrom wurde bei maximaler dauerhaft tolerierter Lautstärke gewählt. Bei einem Pulsabstand von 3,5 ms war der Einfluß des 1. Pulses auf den 2. Puls des DP zu vernachlässigen; das Verhältnis der Amplituden der W V von EP-Stimulation und Differenzkurve (DP-EP) weist annähernd gleiche Amplituden auf. Bei geringeren Pulsabständen nimmt die Amplitude der W V der Differenzkurve deutlich ab, wohingegen die Latenz zunimmt. Bei Pulsabständen von 300 und 600  $\mu$ s tendiert diese Antwort gegen die Nachweisgrenze bei einer Latenzverlängerung von bis zu 400  $\mu$ s. Bei einem sehr kurzen Pulsabstand von 2 bzw. 100  $\mu$ s nimmt die Amplitude der W V dagegen wieder signifikant zu.

Der Effekt der Zunahme der Amplitude der W V bei Verkürzung der Pulsabstände unter 300  $\mu$ s steht im Gegensatz zur Annahme, dass der 1. Puls alle Neurone in den refraktären Zustand versetzt. Hier tritt sogar der umgekehrte Fall der Zunahme der Amplitude der W V auf. Dieses Verhalten kann als Summationseffekt angesehen werden. Ausgehend von diesen Ergebnissen kann die zeitliche Abfolge zweier Stimulationspulse an einer Elektrode in Abhängigkeit vom Pulsabstand in zwei Phasen eingeteilt werden: eine summierende und eine refraktäre Phase.

2) Zur Untersuchung der Intensitätsabhängigkeit des Refraktärverhaltens wurde der Stimulationsstrom für alle Pulsabstände stufenweise verringert. Bei geringen Reizintensitäten zeigen sich qualitativ die gleichen Abhängigkeiten der Amplitude der W V vom Pulsabstand, wobei jedoch der Summationseffekt zunimmt und sich die Refraktärzeit verlängert.

3) Die Untersuchung der Intensitätsabhängigkeit des Summationseffektes erfolgte, indem für den Pulsabstand 2  $\mu$ s die EABR in mehreren Stufen zwischen maximal toleriertem Stimulationsstrom und Wahrnehmungsschwelle gemessen wurden. Bei weit überschwelliger Stimulation ist kein Unterschied zwischen Einzel- und Doppelpulsstimulation zu erkennen. Werden EABR in Schwellennähe gemessen, so löst die Doppelpulsstimulation eine wesentlich größere Amplitude der W V aus. Bei allen Probanden kam es zu einer deutlichen Zunahme der Differenzkurve, die bei drei Probanden bis zu einer Erhöhung der Amplitude der W V der Doppelpulsstimulation um ca. 80 % führt.



## Neural-Response-Telemetry (NRT) und die Verwendung von Stapedius-Reflex-Schwellen (SRT) bei der Sprachprozessoranpassung

**A.Mair (HNO-Klinik Salzburg, Österreich)**

Die Zielgruppe für den Einsatz objektiver Messungen bei der Sprachprozessoranpassung sind wohl hauptsächlich kleine Kinder. Was man bei dieser Patientengruppe unbedingt vermeiden möchte, ist ein Überschreiten der Unbehaglichkeitsschwelle. Das läßt die Frage der Verwendbarkeit der SRT für die Bestimmung der Unbehaglichkeitsschwelle neuerlich aktuell werden. Es soll gezeigt werden, daß dieses Kriterium nicht für alle Patienten unterschiedslos angewandt werden kann. Die Verwendung der NRT kann dabei helfen, diejenigen Personen zu erkennen, für die die SRT möglicherweise über der Unbehaglichkeitsschwelle liegen.

### SRT als C-Level

Der Großteil der Patienten, die nach dieser Methode neu eingestellt wurden, konnte sprachliche Verbesserungen erzielen und beurteilte die Neueinstellung nach einer Probephase zumeist positiv. Außerdem bieten die SRT als C-Level den methodischen Vorteil, daß sie für die Bewertung der Schwellenwerte anderer objektiver Messungen (E-ABR und NRT) einen objektiv gegebenen Referenzpunkt bilden, der die Daten sowohl interindividuell als auch zwischen verschiedenen Zentren vergleichbar macht.

Bei der Evaluation der Eignung von SRT als C-Level wurde allerdings auch festgestellt, daß für zwei Patienten keine SRT ableitbar waren und für weitere 7 (14%) die SRT über ihrer Unbehaglichkeitsschwelle lagen. Kann diese Gruppe mithilfe der anderen objektiven Tests (E-ABR und NRT) identifiziert werden?

### NRT als Mittel zur Charakterisierung der 'Hördynamik' bei elektrischer Stimulation

NRT-Kenndaten wie Schwelle, Amplituden-Intensitäts-Funktion und absolute Amplitudengröße dieser speziellen Gruppe werden verglichen mit dem Durchschnitt der Gesamtgruppe. Dabei zeigt sich, daß sich die 'recruitment-Gruppe' vor allem durch einen sehr geringen Anstieg der Amplituden-Intensitäts-Geraden ( $< 5$ ) und einen kleinen Dynamikbereich ( $< 20$ ) auszeichnet. Ein geringer Anstieg der Amplituden-Intensitäts-Geraden könnte nach der Auffassung, daß Lautheit durch die integrierte neurale Aktivität codiert wird, auf einen geringen Anstieg in der Lautheitsempfindung hinweisen. Diese Patienten zeigen jedoch hohe Lautheitsempfindlichkeit bei insgesamt niedrigem Nervenpotential, sodaß es nicht zu einer Auslösung des Stapedius-Reflexes (SR) kommt - ein Hinweis, daß SR und Lautheitsempfindung im Fall des pathologisch geschädigten Hörnerven nicht immer korreliert sind.

Einen weiteren Hinweis auf die Divergenz zwischen Lautheitsempfindung und der dem SR zugrunde liegenden Mechanismen bildet die Abhängigkeit der SRT von der Stimulationsrate, die invers zur Lautheitsempfindung verläuft: steigende Stimulationsrate - steigende Lautheitsempfindung - steigende SRT!

### Zusammenfassung

Die Schwellendaten der verschiedenen objektiven Messungen erlauben nur eine relativ grobe Bestimmung des Hörfelds: E-ABR und NRT als Schätzwerte des T-Levels und SRT als Abschätzung des C-Levels. Bei dem Vergleich von Schwellenwerten bleiben die dynamischen Aspekte der Hörempfindung bei elektrischer Stimulation unberücksichtigt. Diese Aspekte sind jedoch in den objektiven Daten enthalten und sollten bei der Interpretation der Schwellenwerte eingesetzt werden. Dies soll an einem extremen Beispiel der Gruppe mit erhöhter Lautheitsempfindlichkeit gezeigt werden.



## Universelles Neugeborenen Hörscreening Methodik und Ergebnisse

---

### P.Finkenzeller, F.Rosanowski (Erlangen)

Seit Juni dieses Jahres wurde an 548 Neugeborenen (well babies) an der Universitätsfrauenklinik Erlangen ein Hörtest ähnlich dem an der Universität Würzburg laufenden (Shehata-Dieler) vorgenommen. Dieser basiert jeweils auf einer TOAE- und einer BERA-Messung. Das TOAE-Screening wird mit dem ECHO-SCREEN durchgeführt, die BERA mit dem bereits mehrfach vorgestellten BERAPHON-Gerät, das durch Integration von Hörer und Elektroden ein Ankleben der Elektroden erspart. Als Reiz wurde in den meisten Fällen der Standardzeitgangreiz mit jeweils 6 Clicks in einem Intensitätsbereich von 10 bis 60 dBnHL verwendet. Dabei mußte eine Reizantwort mindestens bis 40dBnHL nachzuweisen sein.

Im Hinblick auf einen möglichst freien Gehörgang für die OAE-Messungen werden die Babies i.a. erst am 2. oder 3. Lebenstag getestet. Für die Durchführung des Hörtests verdient die Unterstützung durch die Säuglingsschwester der Frauenklinik große Anerkennung: Sie informieren die Mütter vorab durch Ausgeben eines Merkblattes und sorgen dafür, daß die Babies, nach Möglichkeit gut gefüttert, zeitlich richtig bereitstehen. Gemessen wird zunächst nur das Ohr, das zufällig oben liegt. Der Zeitbedarf für beide Methoden ist in etwa gleich: Unter Einschluß aller Verwaltungsarbeiten kann man davon ausgehen, daß 6 bis 10 Babies pro Stunde getestet werden können. Diese Zeitangabe ist vom Betreten bis zum Verlassen der Säuglingsstation für den Test zu verstehen, wobei OAE bzw. BERA jeweils von einer Person durchgeführt werden. Die Anforderungen an den Untersucher sind für beide Tests ebenfalls in etwa gleich anzusetzen.

Das Baby gilt als unauffällig, wenn entweder OAE oder BERA das "pass-Kriterium" erreicht haben. Wenn dieses von keinem Verfahren erreicht werden konnte, wurde das Baby beim nächsten Termin, 2 Tage später, nochmals getestet, was in 13 Fällen erforderlich war.

Die bisherigen Untersuchungen reichen für eine Statistik bei weitem nicht aus. Es sei hier nur erwähnt, daß von den 548 Babies bei 30 keine OAE nachgewiesen werden konnten, davon hatten 2 auch keine BERA-Antworten bis 70 dBnHL. Bei einem davon wurde der Hörverlust durch Nachuntersuchungen bestätigt, das zweite wurde bisher nicht wieder vorgestellt. In einem Fall wurden OAE registriert, aber keine BERA. Das Verhalten der BERA-Antworten im Hinblick auf verschiedene Reizformen und die OAE-Messungen wird diskutiert.



## Intraoperative ECAP-Ableitungen mit der Combi-40 plus Elektrode: Erste Ergebnisse

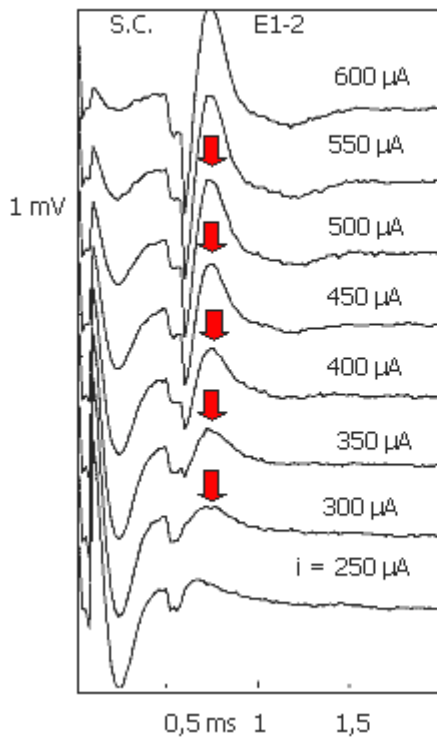
---

**U. Baumann, G. Rasp, M. Suckfüll, M. Zimmerling**  
**(Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke, Ludwig-Maximilians-**  
**Universität München**  
**und Institut für angewandte Physik, Universität Innsbruck)**

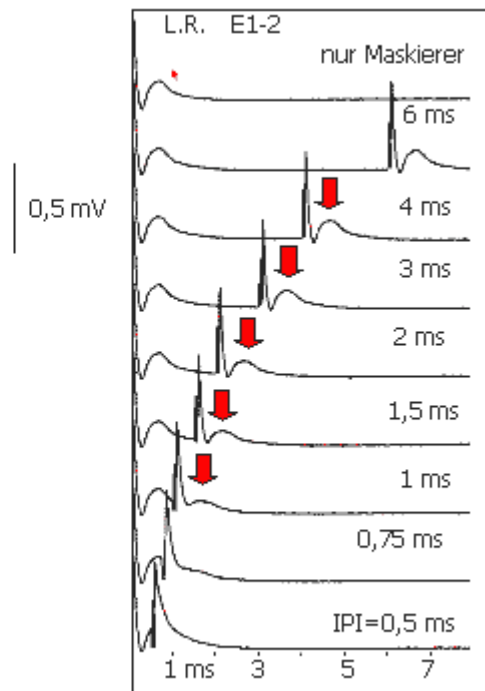
Einleitung: Bei taubgeborenen oder ertaubten Patienten liegt in den meisten Fällen eine Fehlfunktion der Haarzellen des Innenohres vor, während die Hörnervenfasern weitgehend erhalten sind. Werden Hörnervenfasern durch ein von außen anliegendes elektrisches Feld depolarisiert, so führt dieser Vorgang zu einer Folge von evozierten Potentialen, die ähnlich wie unter akustischer Reizung im Verlauf der Hörbahn generiert werden. Das erste dieser Potentialmuster (Welle I nach Jewett) wird durch das Spiralganglion erzeugt und als Summenaktionspotential (engl. Compound Action Potential, CAP) bezeichnet. Ist kein CAP ableitbar, so besteht der Verdacht auf eine Schädigung des 1. Neurons der Hörbahn und eine Cochlea Implantation hat nur geringe Erfolgsaussichten.

Methode: Für die Generierung der elektrischen Reize und die Ableitung der Summenaktionspotentiale wurde ein an der Universität Innsbruck entwickeltes Forschungssystem bestehend aus Reizgeber, Meßverstärker und einer D/A-Wandlerkarte verwendet. Die programmierbare Impuls-Stromquelle wurde mit einer Stimulationsrate von 80 Pulsen/s bei einer Pulsdauer von 30 µs/Phase (Ladungsausgleich durch bipolare Pulse) mit einem maximalen Pulsstrom von 1200 µA betrieben. Es wurde ein spezieller Messverstärker mit schneller Erholung nach Übersteuerung verwendet. Der Verstärkungsfaktor betrug 1200 und die Bandbreite 36 kHz. Stromquelle und Messverstärker wurden unter optischer Isolation vom Steuerrechner betrieben, als Stromquelle diente eine Batterie. Die Datenaufzeichnung wurde durch 16 Bit A/D-Wandler mit einer Abtastrate von 80 kHz vorgenommen. Die Reizzuführung erfolgt über einen Elektroden-Träger, bei dem baugleich zur Combi-40 plus Elektrode (Hersteller: MED-EL, Innsbruck) an 12 Positionen über einen Abstand von jeweils 2,4 mm an einem Silikonträger Doppelfenster mit einer Kontakt-Oberfläche von zusammen 0,14 mm<sup>2</sup> angebracht sind. Nach Aussendung eines Stromimpulses über eines der 12 Fenster wird das etwa 0,5 ms später durch das erste Neuron generierte CAP mit einer anderen Elektrodenkombination aufgezeichnet. Die intraoperativen Ableitungen wurden im Rahmen der Cochlea-Implantat Versorgung vor Einsetzen des eigentlichen Implantats vorgenommen. Nach dem Einführen der Reizelektrode wurden 2 Referenzelektroden im Bereich des M. Temporalis platziert. Die Auswahl von Reiz- und Ableitelektrode erfolgte durch den Operateur an einem Steckfeld. Nach der Durchführung der Messungen an einem Elektrodenpaar folgten ggf. weitere Elektrodenkombinationen.

Ergebnisse: Bisher konnten bei 4 von 5 Patienten erfolgreich elektrisch evozierte Summenaktionspotentiale intraoperativ abgeleitet werden. Die Amplitude des CAP variierte abhängig von (1.) Stimulationsstrom, (2.) Stimulations- und Ableitort, und (3.) Patient und lag zwischen 30 und 1200 µV.



Links: E-CAP bei verschiedenen Reizstromamplituden, IPI=0,5ms. Typischer Amplitudenverlauf bei Steigerung des Stimulationsstromes.



Rechts: E-CAP bei verschiedenen Pausendauern (IPI), Pulsstrom 1 mA



### Hör-Screening auf der Kinderstation TOAE oder BERA ?

**E.Löhle (Freiburg)**

Text nicht eingereicht



### Akustische Stimulation beim FAEP-Hoerscreening von Neugeborenen

**H. von Specht, S. Wilfert, R. Mühler (Magdeburg)**

Text nicht eingereicht



## Zur Entstehung der "amplitude modulation following response" (AMFR)

---

### G.Mauer, W.H. Döring (Aachen)

Bezüglich der Entstehung der AMFR sind zwei Fragen von besonderem Interesse:

- Kann die AMFR und insbesondere ihre starke Ausprägung für eine Reizmodulationsfrequenz von 40 Hz durch die Überlagerung von Antworten früher und mittlerer Latenz erklärt werden, oder muß die AMFR als eigenständige Antwort auf Amplitudenmodulationen angesehen werden?
- Wo liegen die Quellen der AMFR und wie hängen die Orte der Quellen von der Reizmodulationsfrequenz ab?

Im Vortrag wird die erste Frage kurz diskutiert und der Stand der Forschung zusammengefaßt.

Zur Beantwortung der zweiten Frage wurden Vielkanalmessungen bei Modulationsfrequenzen zwischen 24 und 120 Hz in einem Kollektiv von fünf normalhörenden, rechtshändigen Probanden durchgeführt. Die Trägerfrequenz betrug 240 Hz und der Stimulationspegel 60 dB HL. Die Rohdaten von 64 Meßkanälen wurden mit Hilfe statistischer Verfahren auf signifikante Antworten untersucht. Basierend auf diesen Daten wird durch die Analyse der elektrischen Quellen der AMFR die Hypothese unterstützt, daß die AMFRs für die niedrigeren Modulationsfrequenzen von kortikalen Quellen und für höhere Modulationsfrequenzen von einer Hirnstammquelle dominiert werden. Die Untersuchungsmethode wird vorgestellt und die Ergebnisse werden mit den Ergebnissen anderer Studien verglichen.



## Auditorisch evozierte steady-state-Antworten bei Stimulation mit amplitudenmodulierten Tönen

---

### B.Ross (Münster)

Die Abhängigkeit der Amplitude und Phase der 'steady-state'-Antwort (SSR) als Funktion der vier Stimulusparameter, Trägerfrequenz, Modulationsfrequenz, Modulationstiefe und

Intensität wurde an acht normalhörenden erwachsenen Probanden untersucht. Dazu wurden sinusförmig amplitudenmodulierte Töne monaural kontinuierlich über 200 Sekunden je Einzelmessung dargeboten. Die evozierte kortikale Aktivität wurde mit einem 37-Kanal MEG über der kontralateralen Hemisphäre aufgenommen. Durch Projektion der 37 gemessenen Signale magnetischer Feldstärke in den Quellenraum (source space projection) wurde eine Zeitreihe der magnetischen Quellstärke (in nAm) gewonnen. Gegenüber einer Einkanalableitung hatte dieses Signal die Eigenschaft einer erhöhten Sensitivität für einen ausgewählten räumlichen Bereich (auditorischer Kortex), während Aktivität aus anderen Regionen abgeschwächt wurde. Da die Größe des magnetischen Moments von der Sensorposition unabhängig war, ließen sich Ergebnisse aus mehreren Sitzungen vergleichen. Weiterhin wurde durch die gewichtete Mittelung über die 37 Meßkanäle das Signal-Rauschverhältnis verbessert, so daß die Meßzeit bei 40 Hz auf ein Drittel, bei 80 Hz auf ein Siebentel verringert werden konnte. Bei der Trägerfrequenz von 250 Hz und Intensität von 70 dBSL wurde die Modulationsfrequenz in 30 Schritten zwischen 10 Hz und 98 Hz variiert. In diesem Frequenzbereich erreichten die Amplituden der SSR bei allen Probanden signifikant ( $p=0.01$ ) größere Werte als das Hintergrund-MEG. Bei Modulationsfrequenzen kleiner 30 Hz enthielten die SSR erhebliche Oberwellen mit dominierenden Anteilen im 40 Hz-Bereich. Oberhalb von 30 Hz ging das Antwortsignal in eine sinusförmige Schwingung über, wobei ein Amplitudenmaximum bei 40 Hz allen Probanden gemeinsam war. Eine zweite Amplitudenüberhöhung bei 20 Hz war unterschiedlich stark ausgeprägt und überschritt bei zwei Probanden die 40 Hz Amplitude. Oberhalb von 50 Hz nahm die SSR-Amplitude mit 18 dB/Oktave ab. Die Phasenkenlinie der SSR fiel monoton mit steigender Modulationsfrequenz. Dabei wies die Gruppenlaufzeit lokale Maxima bei 20 Hz (72 ms), 40 Hz (48 ms) und 80 Hz (20 ms) auf. Bei 250 Hz Träger- und 39 Hz Modulationsfrequenz wurde eine linear ansteigende Kennlinie bei ansteigender Intensität in dB mit einer Sättigung bei 80 dBSL gefunden. Bei den gleichen Frequenzen wurde ebenfalls ein linearer Amplitudenzuwachs bei zunehmender Modulationstiefe auf logarithmischer Skala gefunden. Bei 39 Hz Modulationsfrequenz, einer Intensität von 70 dBSL und 100% Modulationstiefe wurde eine abnehmende SSR-Amplitude mit steigender Frequenz beobachtet, wobei die Amplitudenabnahme zwischen 250 Hz und 4000 Hz einen Faktor von 3.0 aufwies. Das Einschwingverhalten bei Stimulation mit amplitudenmodulierten Tonbursts gab weitere Hinweise darauf, daß es sich bei der 40 Hz SSR um ein eigenständiges Phänomen handelt. Weitergehende Untersuchungen gleichzeitiger Amplitudenmodulation mit zwei sinusförmigen Modulationssignalen um 40 Hz zeigten, daß der auditorische Kortex der Feinstruktur der Hüllkurve des amplitudenmodulierten Reizsignals folgt.



## Untersuchungen zum objektiven AMFR-Nachweis

### M.Cebulla, E.Stürzebecher (Frankfurt)

Bereits in früheren Arbeiten von uns wurden statistische Verfahren erfolgreich zum Nachweis von FAEP und TEOAE eingesetzt. Im diesem Beitrag werden nun erste Ergebnisse bei der Anwendung statistischer Verfahren zum objektiven Nachweis von AMFR vorgestellt. Für den Nachweis von AMFR bieten sich aufgrund ihrer Eigenschaften im Frequenzbereich arbeitende One-sample-Tests an. In der vorliegenden Untersuchung



wurden die drei aus Simulationsrechnungen als leistungsfähigste Tests hervorgegangene Verfahren eingesetzt: Rayleigh-Test, modifizierter Rayleigh-Test und MSC-Test. Zusätzlich ging ein bereits zum Nachweis von DPOAE bekanntes Verfahren, hier als Rauschkriterium bezeichnet, in die Untersuchung mit ein. Diese 4 Testverfahren wurden auf 941 AMFR-Ableitungen (30 dBHL) einer Gruppe Normalhörender angewendet. Die Stichprobe enthielt eine größere Anzahl von Ableitungen, die nicht unter optimalen Bedingungen (z.B. unruhiger Proband) gemessen wurde. Als Maß für die Leistungsfähigkeit der Tests wurde die mittlere Nachweisrate sowie die zum Nachweis erforderliche durchschnittlich Meßdauer ermittelt. Die Testungen erfolgten bei 1% Irrtumswahrscheinlichkeit.

Beim AMFR-Nachweis ist die Leistungsfähigkeit bei allen untersuchten Verfahren annähernd gleich. Das zeigte sich sowohl in der erzielten Nachweisrate als auch in der zum Signalnachweis notwendigen Meßdauer. Bei einer mittleren Nachweisrate von 75% liegt die Rate falsch-positiver Ergebnisse beim Rayleigh-Test, beim modifizierter Rayleigh-Test und beim MSC-Test erwartungsgemäß unter 1%. Die Anwendung des Rauschkriteriums führt mit 5% zu einer deutlich höheren Rate falsch-positiver Ergebnisse. Die Reduzierung der Anzahl falsch-positiver Ergebnisse bei diesem Verfahren auf 1% durch Verschiebung des kritischen Wertes führte gleichzeitig zu einer deutlichen Verminderung der Nachweisrate und zur Erhöhung der Meßdauer. Damit ist diese Methode für den AMFR-Nachweis weniger gut geeignet.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß zum Nachweis von AMFR-Antworten sich MSC-Test, modifizierter Rayleigh-Test und auch Rayleigh-Test eignen.



## Amplitude Modulation Following Responses und Wachheitszustand - ein Vergleich für 40 und 80 Hz Modulationsfrequenz

### **Pethe, Joachim (Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Abteilung für Experimentelle Audiologie)**

Für die klinische Nutzung der Amplitude Modulation Following Responses (AMFR) im Rahmen der audiologischen Diagnostik ist es erforderlich, die Abhängigkeit dieser Potentiale vom Wachheitszustand des Untersuchten zu kennen.

In den wenigen bisher veröffentlichten Untersuchungen zu dieser Problematik wurde die Amplitude der AMFR von schlafenden Probanden mit den Amplituden von wachen Probanden verglichen, ohne den Schlafzustand quantitativ zu erfassen.

In der vorliegenden Studie wurde an 10 Normalpersonen der quantitative Zusammenhang zwischen der EEG-Aktivität und der AMFR-Amplitude untersucht. Die Stimulation der AMFR erfolgte mit einer Trägerfrequenz von 1 kHz, die mit 40 Hz oder 80 Hz sinusförmig moduliert wurde. Der Stimulationspegel betrug 60 dB nHL bei einem Modulationshub von 90%. Sowohl im natürlichen Schlaf als auch im Schlaf nach Gabe von Diazepam wurden simultan die AMFR-Amplitude und die EEG-Aktivitäten im Delta-Band und im Theta-Band registriert.

Bei 40 Hz Modulationsfrequenz zeigte sich sowohl im natürlichen Schlaf als auch nach Diazepamgabe eine deutliche Abhängigkeit der AMFR-Amplituden von der EEG-Aktivität. Eine Zunahme der Aktivität im Delta- und im Theta-Band ergibt eine signifikante Verringerung der AMFR-Amplitude. Im Gegensatz dazu konnte bei einer Modulationsfrequenz von

80 Hz kein Zusammenhang zwischen EEG-Aktivität und AMFR-Amplitude nachgewiesen werden. Unter allen Untersuchungsbedingungen war die Amplitude der 80 Hz-AMFR signifikant geringer als die Amplitude der mit 40 Hz modulierten Potentiale. Die Ergebnisse verdeutlichen die Notwendigkeit, bei der audiologischen Nutzung der 40 Hz-AMFR auf die Einhaltung eines einheitlichen und möglichst hohen Vigilanzniveaus zu achten. Gegen die Verwendung höherer Modulationsfrequenzen spricht die signifikant geringere Amplitude dieser Potentiale.



## Untersuchungen zur frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung mittels der AMFR

---

**E.Stürzebecher, M.Cebulla, U.Pschirrer (Frankfurt)**

Text nicht eingereicht



## Abschätzung der Hörschwelle mit stationären auditorischen evozierten Potentialen: Probleme der digitalen Signalverarbeitung

---

**R.Mühler (Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg  
Abteilung für Experimentelle Audiologie und Medizinische Physik)**

Der Registrierung stationärer auditorischer evozierter Potentiale wird in letzter Zeit stärkere Aufmerksamkeit gewidmet. Ein Grund für dieses Interesse liegt in der Hoffnung, mit amplitudenmodulierten Reizen (AMFR) zu einer objektiven frequenzspezifischen Abschätzung der Hörschwelle zu gelangen.

Der Vortrag gibt einen Überblick über spezifische Probleme der digitalen Signalverarbeitung im Zusammenhang mit der Registrierung stationärer AEP. Diskutiert werden Kriterien für die optimale Wahl des Analysefensters sowie der Einfluss des Spektrums der Störung auf die Schätzung der Reststörung. Im Zusammenhang mit einer exakten Skalierung im Zeit- und Frequenzbereich wird das Prinzip der Äquivalenz von Mittelung und digitaler Fourier-Transformation zur Störungsreduktion näher betrachtet. In einer Analyse von 150 AMFR-Registrierungen an 17 normalhörenden Probanden wird die interindividuelle Variabilität von Störampplitude und Signalampplitude untersucht und der Einfluss dieser Größen auf die Leistungsfähigkeit von Verfahren zur Signaldetektion diskutiert.



## Akustisch evozierte Magnetfelder des Hörkortex bei Reizpaaren

### A.Rupp (Heidelberg)

#### 1. Kortikale Verarbeitung kurz aufeinanderfolgender akustischer Reizmuster

Zur Analyse der zeitlichen Auflösung des primären auditorischen Kortex wurden auditorisch evozierten Felder mittlerer Latenz (MAEFs) mit Hilfe des MEGs bei kurzen dicht aufeinanderfolgenden akustisch gleichen (within channel) und ungleichen Reizen (between channel) an 15 normal hörenden Probanden untersucht. Dabei wurden 2 ms lange Plops (geglättete 250 Hz-Halbwelle) und Rauschpulse (2-4 kHz Bandbreite) eingesetzt, die durch unterschiedlich lange Pausen (Gaps) von 3, 6, 10 und 16 ms getrennt waren. Die MAEFs wurden mit einem multiplen Quellenmodell (BESA99) mit je einer Quelle im rechten und linken Hörkortex analysiert. Zur Extraktion der spezifischen Antworten des Hörkortex auf den zweiten Reiz bei der paarweisen Präsentation wurde von den Quellenwellenformen der Reizpaare jeweils die Quellenwellenform der Einzelreizbedingung (Kontrollbedingung) subtrahiert. Diese Analyse zeigte erstmals zwei Effekte: (1) Auf den zweiten Reiz konnte ab einer Pausendauer von 10 ms eine zusätzliche erhöhte Quellenaktivität der N40m beobachtet werden, die bei 16 ms langen Gaps am ausgeprägtesten war. Im Vergleich zur Einzelantwort der Kontrollbedingung trat diese Komponente signifikant früher auf. (2) Bereits ab einer Pausendauer von 3 ms bildete sich ein signifikanter N19m-P30m-Komplex auf den zweiten Reiz aus. Im Unterschied zu Stimuluspaaren aus gleichen Reizen zeigte sich bei ungleichen Reizen eine Latenzverzögerung des N19m-P30m-Komplexes auf den zweiten Reiz, die um so größer ausfiel, je kleiner der Gap war. Dieser Effekt wird als Ausdruck einer spezifischen frequenzbandabhängigen Interaktion der beiden Reize (between channel Effekt) interpretiert. Darüber hinaus nahmen die Amplituden sukzessive gegen die Schwelle ab. Fazit: Der primäre Hörkortex wird schon nach extrem kurzen Pausendauern von wenigen ms aktiviert. Er reagiert spezifisch auf den zweiten Reiz bzw. auf die Pause. Psychoakustisch wurden bei ungleichen Reizpaaren gegenüber Reizen aus gleichen Stimuli signifikant größere Schwellwerte beobachtet (between channel: > 3 ms vs. within channel: 1-2 ms).

#### 2. Gap-Detektion bei längeren gleichen Rauschpulsen (Late-Gap, Within-Channel)

Zur Untersuchung des Einflusses einer Pause zwischen länger andauernden Reizen wurde das Paradigma der Gap-Detection mit einem breitbandigen Rauschpuls von 600 ms Länge an 9 Probanden untersucht. Der spezifische Effekt auf die Pausen von 3, 6 und 9 ms, die nach 300 ms auftraten, wurde durch die Differenzbildung der Quellenwellenformen der Pausenbedingungen mit der Kontrollbedingung (Rauschpuls ohne Pause) ermittelt. Dabei konnte erstmals ein ausgeprägtes P1m-N1m-Muster mit gegen die psychoakustische Schwelle (~ 2 ms) stark abnehmender Amplitude beobachtet werden, wobei schon bei 3 ms im rechten Hörkortex die Deflektion statistisch signifikant war. Bei der Zunahme der Länge des Gaps zeigte sich eine signifikante Vergrößerung der P1m und N1m. Eine weitere Analyse mit einem 2-Dipol-Modell pro Hemisphäre zeigte,

dass die N1m-Aktivität auf das Gap im mehr anterior und medial gelegenen Abschnitt des Hörkortex lokalisierte. Fa-zit: Erstmals konnte bei extrem kurzen Pausendauern eine mit der Perzeption übereinstimmende physiologische Aktivität im menschlichen Hörkortex nachgewiesen werden.

Dieses Projekt wird im Rahmen des Schwerpunktprogramms der DFG "Zeitgebundene Informationsverarbeitung im zentralen auditorischen System" gefördert (SCHE-558/2-1).



## Hirnrindenpotentiale auf akustische Reize mit unterschiedlichen spektralen Eigenschaften

---

**Hies, Thomas; Hoppe, Ulrich; Mergell, Patrick; Rosanowski, Frank; Eysholdt, Ulrich (HNO-Klinik Erlangen-Nürnberg, Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Homburg, 3 Siemens Audiologische Technik GmbH )**

In früheren Arbeiten haben wir eine Vergrößerung der Breite und der Amplitude des kortikalen N100 Potentials nach der Präsentation von einsilbigen Testwörter beobachtet. Zur Klärung zugrundeliegender Mechanismen, wurden jetzt anstelle von Einsilbern fünf verschiedene zusammengesetzte Signale mit einer Dauer von 300 ms präsentiert. Die ersten 30 ms eines jeden Signals simulieren dabei durch ein Tiefpassrauschen einen Konsonanten. Daran angehängt sind unterschiedliche periodische Zeitsignale mit einer Dauer von 270 ms (Sinuston 900 Hz, Rechtecksignal 300 Hz, absteigender Chirp von 2000 bis 20 Hz, Sinuston 1 kHz moduliert mit 100 Hz, synthetisiertes Glottissignal). Die Potentiale wurden bei 10 gesunden jungen Erwachsenen abgeleitet (Mittelung über n=100 Einzelableitungen pro Stimulus). Das durch das Glottissignal hervorgerufene Potential ist um 1.0  $\mu$ V signifikant und reproduzierbar größer als die Reizantworten nach den anderen Signalen. Die Annäherung der Stimuluskonfiguration an natürliche Stimmsignale scheint demnach eine höhere kortikale Aktivität zu bewirken. Die Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit früheren Arbeiten, wonach die Amplituden der Hirnrindenpotentiale bei physiologischen Signalen gegenüber denen bei unphysiologischen Signalen erhöht sind.



## Raten und Klassifizieren: Die Problematik der TEOAE-Auswertung durch Experten und Expertensysteme

---

**S.Hoth, G.Buller (Heidelberg, Wismar)**

Die audiologische Nutzung der transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen (TEOAE) beruht auf der Identifizierung von Signal(anteil)en cochleären Ursprungs und ihrer Abgrenzung gegenüber Störsignal(beimischung)en. Für den audiologisch vorgebildeten Experten stellt diese Aufgabe kein ernsthaftes Problem dar. Mit der zunehmenden Anwendung der Untersuchungsmethode außerhalb audiologischer Einrichtungen nimmt aber die Notwendigkeit zu, den oftmals nicht vorhandenen Experten durch eine zu einer Entscheidung fähigen Maschine zu ersetzen. Die verschiedenen hierfür beschriebenen Ansätze beruhen auf unterschiedlich komplexen Algorithmen. Im einfachsten Fall wird ein einziger Parameter (Korrelationskoeffizient oder Signal/Rausch-Abstand) beurteilt, die nächsthöhere Stufe besteht in der Durchführung einer Vorzeichenmittelung mit anschließender binomialstatistischer Auswertung und wieder eine Stufe höher sind Expertensysteme (neuronale Netze) angesiedelt, die nach entsprechendem Training zu einer differenzierten Beurteilung der Meßergebnisse fähig sind.

Wir haben die Signalerkennung des an der Fachhochschule Wismar entwickelten neuronalen Netzes OtoClass an einem Datensatz von 504 TEOAE-Messungen an größtenteils erwachsenen Patienten getestet und sowohl mit der Befundung durch drei Experten als auch mit dem Hörbefund entsprechend der Tonhörschwelle verglichen. Hierbei zeigte sich zunächst, daß der "erfahrene Auswerter" als Maß für die Qualität der maschinellen Signalerkennung nur bedingt geeignet ist, da verschiedene Experten unterschiedlich urteilen und selbst ein und derselbe Auswerter zu verschiedenen Zeiten unterschiedliche Urteile fällt. Gemeinsam aber ist allen Auswertern, daß ihre subjektive Klassifizierung um viele Kategorien vom objektiven Rating abweichen kann. Besonders krasse Diskrepanzen zwischen subjektiver und objektiver Klassifizierung traten in solchen Fällen auf, bei denen die Hörschwelle in einzelnen Frequenzbereichen angehoben war (z.B. Hochtonhörverlust). Die Merkmale der noch vorhandenen und gut reproduzierbaren Emissionen wichen vom normalen Muster so weit ab, daß die automatische Klassifizierung zu einer Verwerfung führte. Ein Nachtraining des Systems unter Einbeziehung dieser Sonderfälle führte zu einer besseren Übereinstimmung zwischen Experte und Expertensystem sowie zu einer Erhöhung der Sensitivität von 92% auf 97% und der Spezifität von 94% auf 96%. In Hinblick auf die Erkennung von TEOAE bei annähernd normalhörenden Ohren ist OtoClass der subjektiven Auswertung gleichwertig oder gar überlegen.



---

## AGERA'99

[Einladung](#) | [Programm](#) | [Abstracts](#) | [Unterkunft](#) | [Wegweiser](#) | [Kieler WebCams](#) | [Kontakt](#)