

HNO-Klinik der Universität Regensburg

Programm

Freitag, 28.11.2003

- 14:30** **Begrüßung**
- 14:45** **A. Tiefenau (Magdeburg)**
Integration im Auditorischen System und das „resolution
– integration – paradox“
- 15:00** **Th. Wesarg (Magdeburg)**
Registrierung von AMFR an Hörgeräteträgern
- 15:15** **M. Böckmann (Magdeburg)**
Evozierung von Mismatch Negativity durch linear
frequenzmodulierte Töne
- 15:30** **T. Moser (Göttingen)**
Molekulare synaptische Defekte als Pathomechanismus
der auditiven Neuropathie
- 15:45** **U. Baumann, J.M. Hempel, K. Schorn (München)**
Akute perisynaptische Audiopathie im Erwachsenenalter:
Ein Fallbericht
- 16:00 – 16:30** **Pause**

Elektrisch evozierte auditive Potentiale

- 16:30** **H. Hessel (Hannover)**
Objektive Auswertung von NRT Messungen
- 16:45** **J. Müller-Deile (Kiel)**
Sprachprozessorprogrammierung mit Unterstützung von
NRT und Stapediusreflexen
- 17:00** **C. Frohne-Büchner (Hannover)**
Das NRI-System von Advanced Bionics
- 17:20** **W. Lai (Zürich)**
NRT features of the Nucleus Research Platform (RP8)
- 17:40** **Th. Steffens (Regensburg)**
Untersuchung zur Hörbahnreife bei einseitiger CI-
Versorgung: Befunde der versorgten und der
unversorgten Hörbahn zum Zeitpunkt einer zweiten
Implantation

ab 19:30 **Gemeinsames Abendessen**



Hotel-Restaurant „[Roter Hahn](#)“
Rote-Hahnengasse 10
93047 Regensburg
Tel.: 0941 59509-0

Samstag, 29.11.2003

Hörscreening mit OAE und BERA

- 8:30** **Praxisseminar „Hörscreening“**
Moderation: Th. Steffens
- S. Kunze (München)**
Methodische Aspekte zum Neugeborenen-Hörscreening
- M. Cebulla, E. Stürzebecher (Frankfurt)**
Schnelles ABR – Hörscreening bei Neugeborenen
- A. Ludwig (München)**
Nachweis von OAEs im Frequenz- und Zeitbereich
- Th. Steffens (Regensburg)**
Zur Wahrscheinlichkeit einer Hörstörung bei positivem Hörscreening
- 10:30** **Pause**
- 11:00** **J. Müller (München)**
Untersuchungen verschiedener Kalibriermethoden zur Auslösung von DPOAE mit definierten Reizpegeln
- 11:15** **S. Hoth (Heidelberg)**
Die Eingangs/Ausgangs-Kennlinien der DPOAE: Eine Kurvendiskussion
- 11:35** **Hensel J, Krubeck K, Gräbel S, Scholz G (Berlin)**
Single-Generator DPOAE bei Tiefton-Suppression
- ca. 12:00** **Geschäftssitzung**

Sponsoren der Tagung (in alphabetischer Reihenfolge):



Integration im Auditorischen System und das „resolution – integration – paradox“

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

Der für die Detektion eines Stimulus benötigte Schalldruckpegel (SPL) nimmt mit zunehmender Stimuluslänge bei verschiedenen untersuchten Säugetieren ab [1]. Aus physiologischer Sicht wird die Schwelle der Neuronen des auditorischen Systems von den meisten Autoren durch den Druckpegel bestimmt. Hierbei wird von einer Unabhängigkeit dieser Druck-Schwelle von der Stimulusdauer ausgegangen.

Diese Beziehung zwischen Stimulusamplitude und Stimulusdauer lässt sich sowohl in physiologischen als auch in psychophysikalischen Experimenten auf eine Druckintegration der Stimuluseinhüllenden zurückführen [2,3].

Die sich ergebenden Wahrnehmungsschwellen können daher nicht, wie bisher üblich, in dB angegeben werden, sondern müssen als über der Zeit integrierter Druck in Pa s bestimmt werden. In der vorgestellten Studie wurden sowohl Schwellenbestimmungen mit einem 3AFC-Verfahren als auch Reaktionszeitmessungen an einem Probandenkollektiv durchgeführt.

Bei fünf normalhörenden Probanden wurden die Stimuli auf dem rechten Ohr präsentiert. Die Einhüllende der verwendeten Stimuli ($f = 3125$ Hz) bestehen aus \sin^2 -Anstiegen und Abfällen, sowie Plateaus. Für die durchgeführten Untersuchungen wurden sowohl die Anstiegs- als auch die Plateaudauer systematisch variiert.

Durch die Einführung eines Transmissions-Delays konnten die aus den Reaktionszeiten bestimmten Integrationsdauern und die zugehörigen Integral-Schwellen in Deckung mit den individuell gemessenen Hörschwellen gebracht werden.

Die so gewonnenen Daten stützen die Annahme, dass im auditorischen System eine zeitliche Integration der Druckeinhüllenden stattfindet. Des weiteren zeigen sie, dass dieses prinzipielle Verständnis der Hörschwelle sich gut auf die stimulus-abhängigen Reaktionszeiten übertragen lässt. Die hier gewonnen Daten bieten des weiteren einen Ansatz zur Kalibrierung der bei vielen Verfahren der objektiven Audiometrie verwendeten Kurztonreize.

[1] Fay, R.R. (1992) In: The Evolutionary Biology of Hearing. Webster, D.B., Fay, R.R., & Popper, A.N.,[eds.] Springer, New York, pp. 229-263

[2] Heil, P. & Neubauer, H. (2001) J. Neurosci.. 21 : 7404-7415.

[3] Heil, P. & Neubauer, H. (2003) Proc. Natl. Acad. Sci. USA 100: 6151-6156

Evozierung von Mismatch Negativity durch linear frequenzmodulierte Töne

Martin Böckmann, Torsten Rahne und Hellmut von Specht, Magdeburg

Das ereigniskorrelierte Potential der Mismatch Negativity (MMN) wird beobachtet, wenn in einer Reihe gleichartiger Reize ein seltener, andersartiger Reiz auftaucht. Diese Andersartigkeit kann im einfachsten Fall in einer auf mehrere identische Reize folgenden Abweichung in der Frequenz, der Dauer oder des Pegels bestehen, wird aber auch bei wesentlich komplexeren Paradigmen berichtet. Es wird bei einer Latenz zwischen 130 und 200 ms als Negativierung in der Differenz zwischen dem vom Deviantreiz hervorgerufenen Potential und seinem vom Standardreiz erzeugten Pendant sichtbar. Allgemein wird als Ursache ein Komparator angesehen, der die eintreffenden Reize mit einer durch vorige gleichartige Reize gelegten Gedächtnisspur vergleicht. Dieser unbewusste Vergleichsprozess wird als Korrelat des akustischen Kurzzeitgedächtnisses angesehen.

Tonreize mit einer kontinuierlichen linearen Modulation der Frequenz (Chirps) sind in verschiedener Hinsicht interessant. Sie besitzen sprachliche Relevanz bei Konsonantenanlauten und Prosodie. Zudem zeigt sich eine deutlich rechts lateralisierte Verarbeitung der Modulationsrichtung in sekundären Arealen des auditorischen Cortex. Schließlich lässt sich mit einem ansteigenden Chirp und dem umgekehrten, abfallenden Chirp ein MMN-Paradigma herstellen, bei dem Standard und Deviant im Frequenzgehalt ebenso wie im Pegel und der Reizdauer übereinstimmen.

Als Stimuli dienen linear frequenzmodulierte Töne mit einer unteren Grenzfrequenz von $f_o = 1000$ Hz und einem Frequenzhub von $\Delta f/f_o = 1.5$, die mit einer SOA von 500 ms binaural dargeboten werden. Dabei dient ein Ton entweder steigender oder fallender Frequenz als Standard, während als Deviant der jeweils umgekehrte Ton mit einer Wahrscheinlichkeit von $p = 12.5\%$ eingestreut wird. Das EEG wird an den Positionen Cz, C3 und C4 abgeleitet. Wir untersuchen den individuellen Zusammenhang zwischen der Morphologie der MMN und der Kategorisierungsleistung der Versuchsperson bezüglich der Modulationsrichtung. Diese wird separat mit einer speziellen psychoakustischen Aufgabe bestimmt.

Akute perisynaptische Audiopathie im Erwachsenenalter: Ein Fallbericht

Baumann, U., Hempel, J.M., Schorn, K.

Anamnese

Im Alter von 28 Jahren bemerkte das Umfeld von Herrn C.M. eine Schwerhörigkeit, die ihm daraufhin auch selbst auffiel. Innerhalb von einer Woche verschlechterte sich das Gehör am rechtem Ohr bis zur subjektiven Taubheit und kurz darauf entwickelte sich eine Schwerhörigkeit am linkem Ohr. Eine auswärts durchgeführte Infusionstherapie habe angeblich das Hörvermögen verbessert, allerdings nur kurze Zeit. Auch eine Hörgeräte-Anpassung wurde auswärts versucht, habe jedoch nichts gebracht.

Diagnostik

In unserer Klinik wurde Herr C.M. erstmals 11/2 Jahre später vorgestellt (1999) und komplett abgeklärt. Wir fanden im Tonaudiogramm eine Innenohrstörung beidseits, vorwiegend im Frequenzbereich zwischen 125- 2000 Hz, die rechts als hochgradig und links als mittelgradig anzusehen ist. Im Gegensatz zum Tonaudiogramm betrug der Diskriminationsverlust rechts 100% (auch für Zahlen) und links 65% (Angaben schlecht reproduzierbar). Aufgrund von unsicheren Angaben und gut nachweisbaren OAE (DP und TEOAE) wurde eine Aggravation/Simulation bzw. psychogene Schwerhörigkeit angenommen. In der Hirnstammaudiometrie konnten allerdings bis zum Reizpegel von 100 dB nHL (Klicks 2-4 kHz) und 85 dB nHL (500 Hz Tonimpuls) keine Reizantworten abgeleitet werden, obwohl der Patient glaubhaft versicherte, die Tonimpulse zu hören. Da sich auch im ENG Hinweise für eine zentrale Störung des Gleichgewichts fanden, wurde Herr C.M. zum Ausschluss einer entzündlich (z.B. MS) oder degenerativen Hirnerkrankung neurologisch abgeklärt, inklusive Lumbalpunktion, MRT und Antikörperbestimmung. Es konnten jedoch keine pathologischen Befunde erhoben werden. Deshalb wurde das Vorliegen einer auditorischen Neuropathie angenommen. Eine später durchgeführte elektrische Reizung am Promontorium ergab sowohl eine gute elektrische Erregbarkeit des Hörnervens als auch eine gute Zeitauflösung ohne Anzeichen für eine Ermüdbarkeit des Hörnervens, so dass von einer Störung im Bereich innerer Haarzellen und dem Spiralganglion ausgegangen werden muss.

Therapie

Da eine Hörgeräteanpassung in unserer Klinik selbst mit geeigneten Geräten keinen Erfolg zeigte und sich das Gehör weiter verschlechterte, wurde im Juli 2003 eine CI-Versorgung rechts vorgenommen. Bereits am 2. Tag nach der Anpassung des Sprachprozessors konnte im Freiburger Sprachtest bei 70 dB SPL im Freifeld ein Verstehen von 90% Zahlen und 40% Einsilber, im HSM Satztest von 76% erreicht werden. Nach 2 Monaten erreichte das Einsilberverständnis mit CI 85%.

Diskussion

Es handelt sich somit um eine auditorische Neuropathie/perisynaptische Audiopathie, die aus voller Gesundheit akut im Erwachsenenalter aufgetreten ist, was bisher in der Literatur nicht beschrieben wurde. Es zeigten sich die typischen Symptome: 1) Sprachdiskrimination unpassend zum Tonaudiogramm, 2) OAEs trotz tonaudiometrischem Hörverlust nachweisbar, 3) auch bei hohen Reizpegeln keine frühen akustisch evozierten Potenziale, 4) Stapediusreflexe nicht auslösbar, 5) Hörnerv elektrisch gut stimulierbar. Pathogenetisch kann eine Störung der Hörnervenfunktion ab dem erstem Ganglion als Erklärung für die Hörstörung ausgeschlossen werden, da der Hörnerv offensichtlich sehr gut die über das Cochlea Implantat vermittelten Hörreize weiterleitet. Der Nachweis der otoakustischen Emissionen spricht für eine weitgehende Erhaltung der Funktion der äußeren Haarzellen. Folgende Schädigungsmuster werden diskutiert: 1. Isolierte Schädigung der inneren Haarzellen durch Degeneration der Stereozilien, 2. Störung der synaptischen Ankopplung, 3. Störung der dendritischen Verbindung zum Spiralganglion, 4. Störung des endolymphatischen Potenzials.

Das NRI-System von Advanced Bionics

Carolin Frohne-Büchner

Bei der Messung des Compound Action Potentials vom Hörnerven besteht die Herausforderung darin, die Antwort des Nerven vom Reizartefakt zu unterscheiden. Die Amplitude der Spannung, die durch den elektrischen Reiz entsteht, beträgt einige Volt, während die Amplitude der neuralen Antwort nur im Bereich von Millivolts liegt.

Der große Dynamikbereich, die kurze Erholungszeit und die Symmetrie des Verstärkers des Clarion CII-Systems bieten gute Voraussetzungen zur Reizartefaktunterdrückung. Die aktuelle Neural Response Imaging (NRI)-Software unterstützt zwei Arten: Die Alternierende Reizpolarität, wie sie z. B. bei der Ableitung von Hirnstammpotentialen bei elektrischer Reizung eingesetzt wird, und die Masker&Probe-Technik, die von Abbas und Braun entwickelt wurde und beim Nucleus NRT-System angewendet wird. Im folgenden soll ein Überblick über verschiedene Studien gegeben werden.

Vergleich verschiedener Artefaktunterdrückungsmethoden (MHH):

In einer Gruppe von 18 Erwachsenen, die mit einem Clarion CII mit HiFocus-Elektrode mit Positioner versorgt waren, wurde postoperativ NRI auf einem apikalen (Kontakt 1), einem medialen (Kontakt 7) und einem basalen (Kontakt 15) Kontakt mit beiden Methoden gemessen. Stimulation und Messung wurde stets in monopolarer Mode durchgeführt. Die Stimulationsamplitude wurde beginnend mit $100\mu\text{A}$ bis zu einem Level, der bei dem Patienten eine laute Hörempfindung auslöst, in Schritten von $24\mu\text{A}$ gesteigert. Die Pulsbreite war unverändert $32\mu\text{A}$. Bei der Masker&Probe-Methode wurde ein Intervall von $500\mu\text{s}$ zwischen den beiden Pulsen gewählt mit einem Masker-Level, der $96\mu\text{A}$ über dem Probe-Level lag. Die Messelektrode wurde zwei Elektrodenkontakte weiter apikal gewählt als die Stimulationselektrode, also jeweils Kontakt 1, 5 und 13. Das Signal wurde um den Faktor 300 verstärkt und pro Messung wurden 64 Einzelmessungen gemittelt.

Bei der Mehrzahl der Patienten konnte mit beiden Methoden eine NRI-Antwort gemessen werden. Bei 3 Patienten zeigt sich, dass NRI nur auf der apikalen und medialen Elektrode gemessen werden kann, nicht jedoch auf der basalen. Bei vier Patienten konnte darüber hinaus auf jeweils einer Elektrode nur mit einer Methode NRI erfolgreich gemessen werden.

Die Masker&Probe-Methode führt in den meisten Fällen zu einer ähnlichen NRI-Amplitude wie alternierende Reizpolarität. Die Wachstumsrate, d. h. die Zunahme der NRI-Amplitude mit steigender Stimulationsamplitude, ist im allgemeinen bei der Masker&Probe-Methode steiler.

Systemübergreifender Vergleich von E-CAP-Schwellen (Ed Overstreet, Advanced Bionics):

Vergleicht man die mittlere NRI oder NRT-Schwelle aus verschiedenen Studien der letzten Jahre, ist auffällig, dass die Schwellen immer in der gleichen Größenordnung liegen. Unabhängig von Meßsystem und Elektrodenträger liegen die Schwellen im Bereich von umgerechnet 150CU. Möglicherweise hat die absolute Schwelle eine Aussagekraft: Kein Patient mit sehr hoher NRI oder NRT-Schwelle zeigt gutes Sprachverstehen.

Messung von Kanalinteraktion mittels Masker&Probe-Verfahren (Abbas und Brown, Iowa):

Die NRI-Testbench Software bietet die Möglichkeit, zwei Masker auf unterschiedlichen Kanälen anzubieten. Zur Kanalinteraktionsmessung müssen drei Einzelmessungen durchgeführt werden: 1) Primärer Masker auf einem Kanal; 2) Primärer Masker plus sekundärer Masker auf einem zweiten Kanal in Phase; 3) Primärer und sekundärer Masker in Gegenphase. Unter

der Annahme, dass zwischen dem primären und sekundären Masker keine Interaktion besteht, ergeben alle drei Messungen das gleiche Ergebnis. Unterschiedliche Ergebnisse sind also ein Anhaltspunkt für Kanalinteraktion.

Lautstärkewachstumsfunktion (C. Finley):

In einem Einzelbeispiel wurde die Lautstärke-Skalierung mit der NRI-Amplitude verglichen. Nach entsprechender Normierung stimmt die Steigung der Lautheitskurve für alle Kanäle mit der Steigung der NRI-Amplitudenwachstumsfunktion überein.

Untersuchung zur Hörbahnreifung bei einseitiger CI-Versorgung: Befunde der versorgten und der unversorgten Hörbahn zum Zeitpunkt einer zweiten Implantation

Thomas Steffens
Uni-HNO-Klinik Regensburg
AGERA 2003

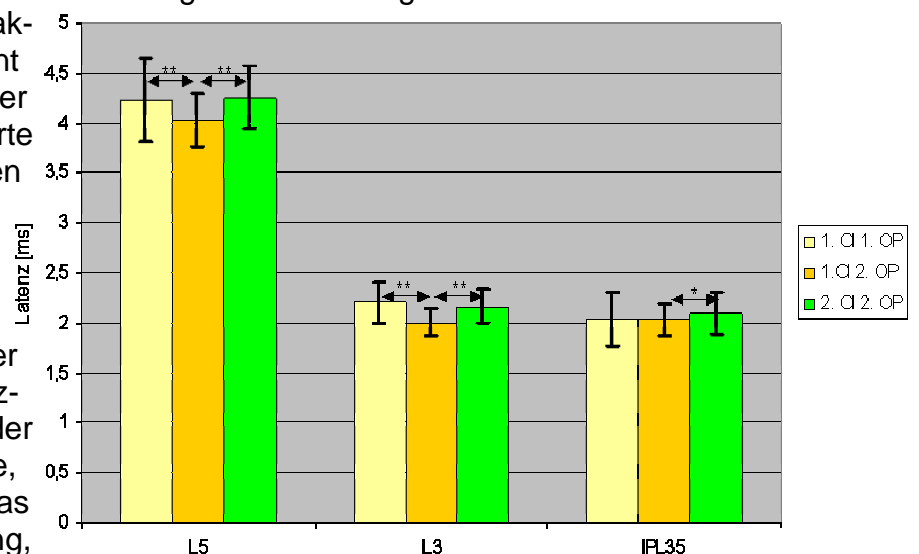
Ein wichtiges Argument für eine bilaterale CI-Versorgung besteht in der Gefahr einer Deprivation auf der unversorgten Seite. Aus gutem Grund ist die beidseitige Hörgeräteversorgung seit Jahren die Standardversorgung bei mittel- und hochgradigen Hörstörungen. Gerade in der Kinder-CI-Versorgung wird das Argument des Wartens auf eine bessere CI-Technik oder andere Therapieformen zunehmend in Zweifel gezogen. Wie hoch ist die Wahrscheinlichkeit, dass die unversorgte Seite zu einem späteren Zeitpunkt noch ihre volle Leistungsfähigkeit besitzt? Ist eine mögliche Deprivation oder Fehlentwicklung reversibel? Welche zusätzlichen Entwicklungsmöglichkeiten bringt das beidohrige Hören? Können die ungekreuzten Hörbahnanteile der hörenden Seite auf der unversorgten Hörbahn Reifung bewirken?

Methode

In dieser Studie werden Ergebnisse der intraoperativ durchgeführten E-BERA über das CI (Nukleus CI24M und CI24 Contour) von 10 sequenziell beidseitig implantierten Kindern vorgestellt. Die erste OP erfolgte im Alter von 1,3 bis 2,8 Jahren, die Versorgung des zweiten Ohres im Alter von 3,1 bis 8,0 Jahren. Verglichen werden die Absolutlatenzen JIII und JV, sowie die Inter-Peak-Latenz III-V. Eine Hörbahnreifung sollte sich in einer Verkürzung der Absolut- und Inter-Peak-Latenz zum Zeitpunkt der zweiten OP darstellen.

Resultate

Im Gruppenmittelwert zeigt sich für die erstimplantierte Seite eine hochsignifikante Verkürzung der Absolut-Latenzen für JIII und JV zwischen erster und zweiter OP aber keine Änderung der Inter-Peak-Latenz III-V (Abb. 1). Die unversorgte Seite zeigt zum Zeitpunkt der zweiten OP hochsignifikant verlängerte Absolut-Latenzen für JIII und JV. Die Inter-Peak-Latenz III-V ist signifikant länger, als auf der hörenden Seite. Die Werte entsprechen fast exakt den Werten der erstimplantierten Seite zum Zeitpunkt der ersten OP. Jegliche Reifung ist nicht zu erkennen. Der Zeitverlauf der Latenzverkürzungen auf der erstimplantierten Seite, aufgetragen gegen das Lebensalter bei Messung, zeigt eine große Ähnlichkeit mit dem physiologischen Zeitverlauf der Reifung eines normalhörenden Ohres. Dagegen heben sich die, in Abhängigkeit zum OP-Alter bei



der zweiten OP aufgetragenen Latenzveränderungen deutlich ab und zeigen keine erkennbare Tendenz zur Verkürzung.

Diskussion

Auf der frühversorgten ersten Seite zeigt sich zum späteren Zeitpunkt einer zweiten OP zur Versorgung der zweiten Seite eine hochsignifikante Hörbahnreifung. In den Jahren des einseitigen Hörens konnte die unversorgte Seite entweder keine Reifung durchlaufen, oder eine initiale Reifung wurde aufgrund von Deprivation wieder aufgehoben. Die Hypothese der „Mitreifung“ aufgrund ipsilateraler, ungekreuzter Hörbahnanteile muss verworfen werden. Die Entscheidung zur „Konservierung“ eines Ohres für spätere Therapien sollte kritisch überdacht werden, auch wenn diese Untersuchung sicher keine Aussage über mögliche Nachreifung ab dem Zeitpunkt der zweiten Implantation treffen kann.

Methodische Aspekte zu Studien zum Neugeborenen-Hörscreening

Silke Kunze
Kinderzentrum München

Heutzutage gibt es bereits eine sehr große Anzahl von Studien zum Neugeborenen-Hörscreening (NHS). Leider ist ein Großteil davon nicht für den direkten Vergleich und somit auch nicht als Argumentationsgrundlage für die Diskussion um das Neugeborenen-Hörscreening geeignet. So war z.B. bei der Erstellung des Health Technology Assessments*) zum Thema Neugeborenen-Hörscreening die Anwendung international anerkannter Ein-/Ausschlusskriterien wie „Randomisierung“ und „Verblindung“ gar nicht realisierbar, da es weltweit kaum Studien gibt, die dies berücksichtigen. Für den Einschluss von Studien zur Sensitivität von objektiven Hörscreening-Methoden wurde deswegen schließlich allein die Nennung eines eindeutigen Goldstandards und für die Studien zur Einführung von Neugeborenen-Hörscreening-Programmen die Angabe der Erfassungsrate als notwendiges Kriterium festgelegt.

Die Vergleichbarkeit von NHS-Studien stößt zudem aufgrund der Vielzahl der eingehenden Parameter, die unbedingt angegeben werden müssen, an Grenzen. So werden z.B. unterschiedliche Forderungen an den für ein „pass“ notwendigen Signal-Rausch-Abstand (3-6 dB) und die Reproduzierbarkeit (50%-70%) der Messungen gestellt; nicht auswertbare Messungen werden entweder als „fail“ oder „ausgeschlossen“ gewertet; dem Test wird grundsätzlich, manchmal oder nie eine Ohrsäuberung vorgeschaltet; es wird eine unterschiedlich festgelegte oder nicht festgelegte Anzahl von Wiederholungen zugelassen und die Wiederholungsmessungen werden mit oder ohne SONDENSÄUBERUNG durchgeführt. Je nach Studie werden Ableitungen akustisch evozierter Potentiale mit Screening-(AABR) oder Diagnosegeräten (D-ABR) als Goldstandard verwendet. Der gravierendste Unterschied hinsichtlich der Vergleichbarkeit verschiedener Untersuchungen stellt bei den ABR die in den einzelnen Studien unterschiedliche Wahl des Stimuluspegels (30, 35 oder 40 dB HL) der ABR-Ableitungen dar.

Hier stößt man auf ein grundsätzlich zu diskutierendes Problem, dessen sich viele von denen, die nicht mit der Messtechnik an sich befasst sind, nicht bewusst sind: Bei der Festlegung einer Schwelle von z.B. 40 dBHL als fail/pass-Kriterium wird trotz messtechnischer Möglichkeiten von vornherein auf die Erfassung von geringgradigen Hörstörungen verzichtet. Dabei sollte bedacht werden, dass bei geringgradigen Hörstörungen die in der ersten Stufe mittels Messungen otoakustischer Emissionen (OAE) als richtig auffällig gemeldeten Neugeborenen dann in einer zweiten Stufe mit ABR mit einem Schwellenkriterium von 40 dBHL als „pass“ bewertet werden. Die auf Anhieb richtig entdeckte (zwar leichte) Hörstörung wird bei einem solchen Vorgehen nicht berücksichtigt und somit die Chance auf eine möglicherweise doch sinnvolle, frühzeitige Therapie nicht wahrgenommen. Zudem wird dadurch auch die Spezifität der ersten Stufe des durchgeführten Hörscreenings entgegen der prinzipiellen Messmethodik per Definition verschlechtert.

**)systematisches Review über international vorhandene Publikationen unter Anwendung streng festgelegter Suchverfahren und Auswahlkriterien*

Nachweis von OAE im Zeit- und Frequenzbereich

Andre Lodwig
Fischer-Zoth Diagnosesysteme GmbH, Germering
a.lodwig@fischer-zoth.de

Die Beschreibung von Detektionsverfahren - nicht nur für OAEs - beginnt häufig mit der Feststellung, es handle sich um ein Zeitbereichs- oder Frequenzbereichsverfahren. Dabei sind Zeitsignal und (komplexes!) Spektrum aber letztlich nur zwei Darstellungsweisen eines Datensatzes und enthalten daher natürlich auch die gleiche Information.

Anhand einiger einfacher Beispiele kann man zeigen, daß Eigenschaften von Frequenzbereichsverfahren sich auch im Zeitbereich realisieren lassen und umgekehrt. Der Übergang in den Frequenzbereich hat meist nur den Zweck, den Rechenaufwand zu verringern oder eine bessere visuelle Interpretation oder Anschaulichkeit zu erlauben.

Vor diesem Hintergrund werden exemplarisch einige Verfahren zur Detektion von OAEs auf ihre Eigenschaften hin untersucht. Eine interessante Erkenntnis ist, daß die Frequenzselektivität einer Mittelung im Zeitbereich mit der einer über die gesamte Meßzeit berechneten DFT exakt gleich ist, und daß die Länge der verwendeten DFTs keinen Einfluß auf die Selektivität bringt.

Als weiteres Beispiel läßt sich die Phasenstatistik für DPOAEs auch als Laufzeitanalyse im Zeitbereich interpretieren und kommt zu den gleichen Ergebnissen. Natürlich gelten die entsprechenden Überlegungen auch für ABR-Nachweisverfahren: Die Zeitbereichsauswertung mithilfe eines "templates" kann auch als FIR-Filterung betrachtet werden, die sich auch im Frequenzbereich durchführen ließe.

Die Eingangs/Ausgangs-Kennlinien der DPOAE: Eine Kurvendiskussion

Sebastian Hoth

Univ.-HNO-Klinik Heidelberg

Beitrag zur Arbeitstagung der AGERA

Regensburg, 28./29. 11. 2003

Seitdem die otoakustischen Distorsionsprodukte (DPOAE) Bestandteil der praktischen Audiometrie sind, stellt die Abhängigkeit ihrer Amplitude vom Reizpegel für die Audiologen eine Herausforderung mit besonderem Reiz dar. Die Vermutung ist naheliegend und berechtigt, daß sich mit Hilfe dieser Eingangs/Ausgangs-Funktionen die Hörschwelle bestimmen läßt. In mehreren Arbeiten (Boege und Janssen 2002, Gorga et al. 2003) konnte tatsächlich gezeigt werden, daß durch Extrapolation der DP-Wachstumsfunktion eine Rekonstruktion des Tonaudiogramms möglich ist, doch ist die Genauigkeit im Einzelfall für die praktische Anwendung noch nicht zufriedenstellend.

Ohne Zweifel steht lediglich fest, daß die DP-Amplitude mit steigendem Pegel der Reiztöne zunimmt. Bereits bei der Messung erhebt sich jedoch die Frage nach der Wahl der optimalen Reizparameter. Es darf als erwiesen angesehen werden, daß es richtig ist, den Pegel des Reiztones mit der kleineren Frequenz bei der Annäherung an die Schwelle weniger schnell abnehmen zu lassen als den Pegel des höheren Reiztones (Pegelschere nach Kummer et al. 1998). Bei der Auswertung bestehen diverse Möglichkeiten der Datenbehandlung (soll das Restrauschen von den Meßwerten abgezogen werden? Sollen die Wachstumsfunktionen halb-logarithmisch oder doppeltlogarithmisch aufgetragen werden?) und es stellt sich die Frage, ob eine Gerade zur Beschreibung der Beobachtungen geeignet ist. Ein S-förmiger Verlauf scheint oftmals angemessener, häufig muß sogar eine zweistufige Zunahme der Amplitude zugelassen werden. Die Kennlinien können auch am selben Ohr für verschiedene Frequenzen in ihrer Gestalt erheblich voneinander abweichen. Und schließlich muß ein Schwellenkriterium festgelegt werden.

Vieles spricht dafür, an die über dem Reizpegel aufgetragene *Amplitude* der DPOAE (nicht ihren Pegel) eine Gerade anzupassen und die Schwelle als den Schnittpunkt dieser Geraden mit dem geschätzten Restrauschen zu ermitteln. Die Abweichung zwischen mittlerer objektiver und mittlerer subjektiver Schwelle beträgt auf diese Weise nur 3.4 dB, die individuellen Abweichungen können jedoch sehr groß sein. Noch besser ist es, weder die Amplitude noch den Pegel der DPOAE sondern die aus dem Signal/Rausch-Verhältnis berechnete Reproduzierbarkeit zu betrachten. Ihre Vorteile bestehen darin, daß sie auf den Wertebereich von -1 bis $+1$ normiert und weniger variabel ist, daß sie weniger von physiologischen Faktoren abhängt und daß sinnvolle Signifikanzgrenzen definiert werden können. Für eine zuverlässige Schwellenobjektivierung bieten sich daher die Reproduzierbarkeit oder leistungsfähigere signalstatistische Parameter an – während die Stärke der Eingangs/Ausgangs-Funktion darin liegt, daß sie den physiologischen Hintergrund der OAE wiedergibt und zur Pathognostik des geschädigten Innenohres beitragen kann.

Literatur:

Boege P, Janssen T (2002) Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears. *J Acoust Soc Am* 111: 1810-1818

Gorga MP, Neely ST, Dorn PA, Brenda MH (2003) Further efforts to predict pure-tone thresholds from the distortion product otoacoustic emission input/output functions. *J Acoust Soc Am* 113: 3275-3284

Kummer P, Janssen T, Arnold W (1998) The level and growth behavior of the $2f_1$ - f_2 distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss. *J Acoust Soc Am* 103: 3431-3444

Single-Generator-DPOAE mit Tiefton-Modulation

Hensel J, Krubeck K, Gräbel S, Scholz G – Charité Berlin

Heitmann et al. (1998) u. Plinkert et al. (2001) berichten, dass man die Aussagekraft von DP-Grammen verbessern kann, wenn man die Feinstruktur des DPOAE-Pegels über der Primärfrequenz f_2 mittels Maskierung der Frequenz $2f_1-f_2$ glättet. Sie erklären die Feinstruktur durch abwechselnd auslöschende und verstärkende Interferenz der beiden Generator-Anteile der DPOAE aus den Bestandteilen von f_2 und $2f_1-f_2$.

Wir verwenden (Scholz et al. 1999) die Tiefton(TT)-Modulation von DPOAE, die uns zeigt, wie der Arbeitspunkt des kochleären Verstärkers bei Innenohrhörstörungen vom Normalzustand abweicht. Die Modulationsmuster der DPOAE-Amplitude sind mit dem TT periodische Zeitfunktionen mit einer Feinstruktur über f_2 , und zwar im stationären Anteil der DPOAE und in der Spannweite der Modulation.

Zur Frage, welchen Einfluss der zweite Generator hat, untersuchten wir an vier hörgesunden Probanden, ob sich der Charakter der Modulationsmuster bei Maskierung des zweiten Generators ändert. In einem 300-Hz-Frequenzband mit 20-Hz-Raster für f_2 ermittelten wir für einen jeweils 20 Hz oberhalb von $2f_1-f_2$ gesetzten Reinton-Masker denjenigen Pegel, der die Feinstruktur des stationären Anteils der DPOAE am besten glättete. Dies taten wir sowohl für die unmodulierte DPOAE, mit vergleichbaren Ergebnissen wie bei Heitmann, als auch für die mit TT modulierte DPOAE, bei der die Feinstruktur der Modulations-Spannweite ebenfalls überwiegend geglättet wurde.

Im Allgemeinen modulierte der Tiefton die DPOAE auch dann, wenn der zweite Generatorort maskiert war, wobei der Charakter der Modulationsmuster erhalten blieb. Dadurch finden wir bestätigt, dass der TT tatsächlich nicht nur die Interferenz der beiden Generatoren, sondern wirklich die DPOAE-Entstehung in den äußeren Haarzellen moduliert.