

Abstracts AG-ERA 2014, 14.-15. November 2014

Systematischer Fehler in den mittleren Amplitudenkennlinien von OAE und AEP

Prof. Dr. S. Hoth, Heidelberg

Zahlreiche Vorgehensweisen der objektiven Audiometrie beruhen auf der Verwertung von Eingangs-Ausgangskennlinien, die je nach Ursprungs- und Einsatzgebiet auch als Wachstumsfunktionen oder Amplitudenkennlinien bezeichnet werden. Sie sind definiert als der funktionale Zusammenhang zwischen Reiz- und Antwortgröße und sie dienen zur Bestimmung oder Schätzung von Parametern, die diagnostisch außerordentlich bedeutend sind, wie z.B. die Hörschwelle oder ein Recruitment-Äquivalent. Eine zentrale Rolle spielen die „mittleren Amplitudenkennlinien“. Sie dienen als Referenz, mit deren Hilfe eine Abweichung vom normalen Verhalten erkannt werden kann. Darüber hinaus bilden sie die Grundlage für eine Extrapolation der Messreihe zu niedrigen Reizpegeln, um eine Reizantwortschwelle zu bestimmen. Eine neue (zumindest dem Autor bisher nicht bekannte) Überlegung führt zu dem Schluss, dass die bisher bekannten Normalkurven mit einem systematischen Fehler behaftet sind: Da die Amplituden von OAE und AEP interindividuell sehr stark variieren, tragen zu einer mittleren Amplitudenkennlinie bei hohen Reizpegeln alle Individuen bei, bei niedrigen Reizpegeln hingegen nur die mit überdurchschnittlich großer Amplitude oder mit einer besonders kleinen Reststörung (diese zwei Konditionen können zu dem Merkmal „besonders großes Signal/Rausch-Verhältnis“ zusammengefasst werden). Dadurch sind die Gruppenmittelwerte bei niedrigen Reizpegeln größer als es dem Gesamtkollektiv entsprechen würde, wodurch der Vergleich von individuellen Daten mit „mittleren Normalkennlinien“ seinen Sinn verliert. Die differenzierte Auswertung eigener TEOAE-Daten in Teilgruppen zeigt tatsächlich, dass die mittlere Amplitude der Antwort bei allen überschwelligen Reizpegeln umso größer ist, je niedriger der kleinste Reizpegel ist, bis zu dem eine Antwort nachgewiesen werden kann. Zum unteren Ast der mittleren Amplitudenkennlinie tragen somit nur die durch besonders große Antwortamplituden geprägten Subpopulationen bei. Die aus einem derart inhomogenen Material konstruierte mittlere Amplitudenkennlinie kann nicht für die individuelle Amplitudenkennlinie repräsentativ sein. Zur Gewinnung repräsentativer Referenzkurven sind drei Ansätze denkbar. Der erste besteht darin, für fehlende Antworten die Amplitude „Null“ anzusetzen; dies ist keine gute Lösung, schon allein (aber nicht nur) weil OAE logarithmisch skaliert werden. Der zweite Ansatz beruht darauf, dass alle Messungen, die zur Normalkurve beitragen sollen, mit fester Reststörung gemessen werden. Dies eliminiert aber nicht den Effekt, dass das schwellennahe Verhalten der mittleren Amplitudenkennlinie von den Probanden mit überdurchschnittlich großen Amplituden bestimmt wird. Am ehesten zum Ziel führt der dritte Ansatz: die Definition einer zur konventionellen Amplitude alternativen Maßzahl, die bei jedem Reizpegel erhältlich ist, unabhängig davon, ob eine Reizantwort identifiziert werden kann. Ein guter Kandidat für diese Maßzahl ist die Varianz der Messkurve in dem für die Reizantwort charakteristischen Zeitfenster. Die Festlegung des Zeitfensters ist für die ECAP, deren Latenzzeit nicht von der Reizintensität abhängt, ganz einfach (Hoth et al. 2014); das Problem ist aber auch für die OAE und AEP lösbar. Hoth S, Praetorius M, Spitzer P (2014) Neue Ansätze zur Bestimmung der ECAP-Schwelle. 17. Jahrestagung der DGA. Oldenburg, 14. März 2014; Hoth S, Spitzer P, Praetorius M (2014) New approaches for the determination of the ECAP threshold. 13th International Congress on Cochlear Implants and Other Implantable Auditory Technologies. München, 19. Juni 2014

Objektive Diagnostik des auditorischen Systems nach Cochlea-Implantat-Versorgung mittels elektrisch evozierter Potentiale - Erste Ergebnisse

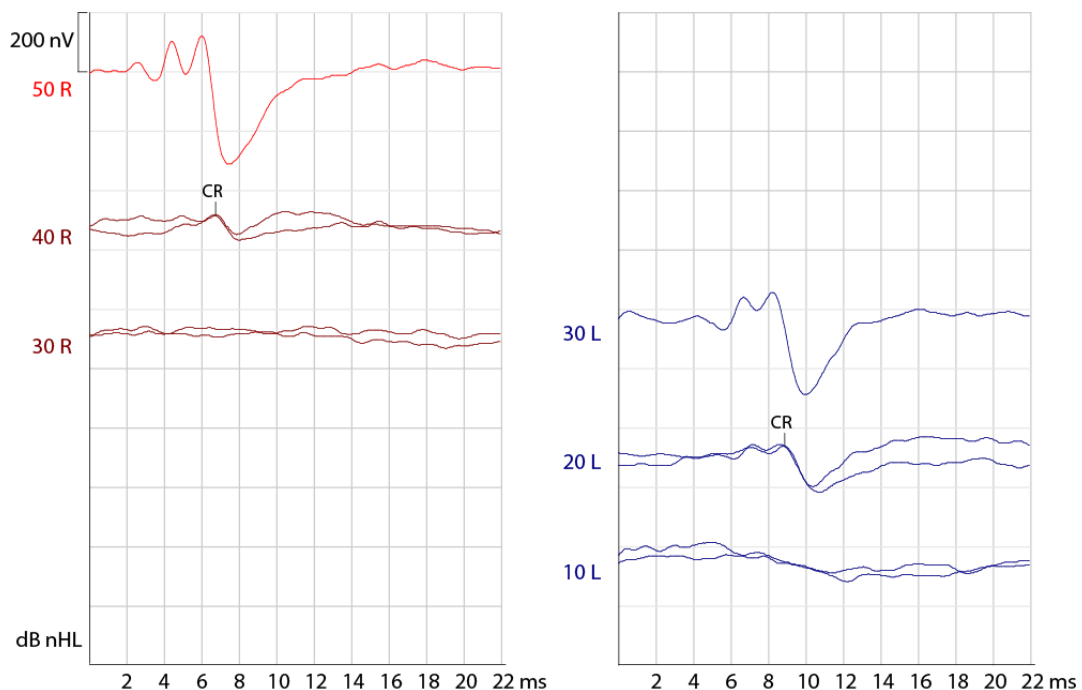
O. Dziemba, Greifswald

Hintergrund. Das Cochlea-Implantat-System (CI) stellt eine etablierte und in der Regel erfolgreiche Versorgungsmöglichkeit einer Taubheit oder hochgradigen, beziehungsweise an Taubheit grenzenden Schwerhörigkeit dar. In einigen Fällen wird das erwünschte Ergebnis einer CI-Versorgung nur zum Teil oder sogar überhaupt nicht erreicht. Außerdem kann im Verlauf einer CI-Versorgung durch verschiedene Prozesse ein erreichter Hörgewinn wieder verloren gehen. Für die Differenzial- beziehungsweise Topodiagnostik bei einer nicht suffizienten CI-Versorgung sind bildgebende Verfahren nur sehr begrenzt einsetzbar und ermöglichen nur in bestimmten Fällen, die Ursache der Funktionseinschränkung zu erkennen. Auch objektive audiometrische Verfahren, wie z. B. die Ableitung elektrisch evozierter Potentiale (eAEP), sind für die Differenzial- bzw. Topodiagnostik bei nicht suffizienter CI-Versorgung bisher nur bedingt aussagefähig. Die kombinierte Messung und Auswertung von elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen (TECAP) und eAEP soll eine vollständige Diagnostik des peripheren Hörsystems nach CI-Versorgung ermöglichen. Methoden. Die Parameter zur Stimulation und Ableitung der TECAP und eAEP sollen optimiert werden. Maßgebende Anforderung sind möglichst gut zu detektierende Potentiale in den TECAP und eAEP. In der Studie werden an Patienten, bei denen durch die Versorgung mit einem CI-System ein definierter Hörgewinn erreicht wurde, TECAP- und eAEP-Messungen durchgeführt und zu einem Vergleichskollektiv zusammen gefasst. Erste Ergebnisse. Im Vortrag soll die Optimierung der Stimulations- und Ableitparameter vorgestellt werden. Weiterhin sollen erste Ergebnisse vorgestellt und diskutiert werden

Hörschwellenmessung bei kleinen Kindern mit Chirp-FAEP und 40-Hz-Chirp-ASSR

PD Dr. rer. nat R. Mühler, Magdeburg

Seit der Beschreibung der FAEP durch Jewett 1971 werden für eine breitbandige Bestimmung der Hörschwelle mit FAEP Klickreize verwendet. Die Tatsache, dass der Klickreiz für eine Hörschwellenbestimmung mittels FAEP nicht optimal ist, geriet über die Jahre beinahe in Vergessenheit. Nach ersten Versuchen einer Oldenburger Arbeitsgruppe im Jahre 2000 gelang es Elberling et al. seit 2007, als Alternative zum Klick und zum Tonpuls sowohl breitbandige als auch schmalbandige Chirp-Reize zu entwickeln und schrittweise den klinischen Erfordernissen anzupassen. Aktuelle Arbeiten zeigen, dass bei der klinisch besonders interessanten Zielgruppe der sehr jungen Kinder mit dem CE-Chirp FAEP mit sehr viel größeren Amplituden als mit Klicks ausgelöst werden können. Die damit sehr viel steiler verlaufenden Pegel-Amplituden-Kennlinien der CE-Chirp-FAEP haben für den klinischen Einsatz einen bedeutsamen Vorteil: Für die in der klinischen Routine verwendete Pegelstufung von 10 dB ist in der Nähe der elektrophysiologischen Schwelle eine Unterscheidung zwischen den beiden Konditionen „Potenzial erkannt“ und „kein Potenzial zu erkennen“ mit großer Sicherheit möglich. Basierend auf der mit einem breitbandigen CE-Chirp bestimmten FAEP-Schwelle kann mit multifrequenten 40-Hz-Chirp-ASSR eine effiziente Schätzung der Hörschwelle bei vier Frequenzen erfolgen. An der Universitäts-HNO-Klinik Magdeburg werden objektive Hörschwellen an kleinen Kindern in einem zweistufigen Verfahren mittels CE-Chirp-FAEP und 40-Hz-Chirp-ASSR erhoben.



*Hörschwellenmessung mit CE-Chirp-FAEP an einem 3jährigen Kind nach Sedierung mit Chloralhydrat.
Reizrate 39.1/s, Bandpassfilter 30...750 Hz, Reststörung 35nV*

ECAP Latenz und Form als Funktion des Abstandes zwischen Stimulations- und Messelektrode bei Cochlear Implantaten

Dr. P. Spitzer, Innsbruck, Dr. K. Schwarz, Dr. S. Strahl, Dr. F. Schwarze

Hintergrund. Beim Messen des elektrisch evozierten Summenaktionspotentials (ECAP, electrically evoked compound action potential) der Cochlea mit Cochlea Implantaten (CI) wird meist der Einfluss der Messelektrode bei der Bestimmung von Parametern wie Schwelle oder Latenz vernachlässigt. Auch bei der Auftretenswahrscheinlichkeit von doppelten Maxima („DP“, double peaks) geht die Literatur meist nicht auf den Einfluss der Wahl der Messelektrode ein. Wir hatten die Gelegenheit, die vorliegenden Ergebnisse einer großen ECAP Studie (The Hearing, 2009) in dieser Hinsicht bzgl. Latenzen und DP auszuwerten. Methode. In der multizentrischen Studie von 16 Kliniken wurde ECAP bei 150 Probanden gemessen, die ein MED-EL Cochlea Implantat mit einer Standard oder FLEXsoft Elektrode benutzten. Pro Proband wurde an drei verschiedenen Bereichen in der Cochlea stimuliert (apikal, mittig und basal) und jeweils an jeder der 11 nicht stimulierten Elektroden ECAPs gemessen. Ergebnisse. Die ECAP Schwellen hängen nicht von der Wahl der Messelektrode ab, wohl aber die Latenzen, die Amplituden und damit auch Steigungen der Wachstumsfunktionen. Bei größerer Distanz zwischen Stimulations- und Messelektrode wird die Latenz kleiner (wobei die Abnahme in Richtung Basis stärker ist als in Richtung Apex). Interessanter Weise ist auch die Auftretenswahrscheinlichkeit von DP sehr stark von der Wahl der Messelektrode abhängig. Doppelte Maxima trifft man vor allem bei einer Kombination von apikaler Stimulationselektrode und basaler Messelektrode, selten auch umgekehrt, fast nie aber bei direkt benachbarten Elektroden. Diskussion. Die Daten legen nahe, dass man die Messelektrode nicht unbedingt neben der Stimulationselektrode wählen muss, um die ECAP Schwelle zu bestimmen – die Wahl könnte man z.B. so optimieren, dass die Messartefakte möglichst gering sind. Geht es aber um die Bestimmung von Latenzen oder der Steigung von Wachstumsfunktionen, so spielt die Wahl der Messelektrode eine große Rolle und sollte bei der Auswertung zumindest angegeben werden."

BERA-Latenzvergleich im normalhörenden und elektrisch stimulierten auditorischen System

Dr. S. Zirner, Dr. T. Wesarg, Freiburg

Im peripheren auditorischen System werden Frequenzkomponenten eingehender Schallsignale unterschiedlich schnell an den Hörnerv weitergeleitet. Die Frequenzabhängigkeit wird in erster Linie durch die mechanischen Eigenschaften der Basilarmembran bedingt. Ein Cochlea-Implantat (CI)-System umgeht das periphere auditorische System teilweise und stimuliert den Hörnerv elektrisch. Auch hier kommt es durch die Signalverarbeitung im CI-System zu Stimulationsverzögerungen. Im MED-EL CI-System sind Bandpassfilter mit kanalabhängiger Gruppenlaufzeit implementiert, die dem physiologischen Verarbeitungsvorgang näherungsweise entsprechen sollen. In der hier vorgestellten Arbeit wird die (E)BERA Welle V-Latenz im normalhörenden und elektrisch stimulierten auditorischen System unter Berücksichtigung der CI-Signalverarbeitung verglichen. Eigene Messungen zeigen in Übereinstimmung mit Literaturdaten eine nahezu elektrodenunabhängige EBERA Welle V-Latenz im Bereich 3,8 ms – ca. 1,5-4 ms kürzer als die BERA Welle-V Latenz bei gleicher Reizrate und vergleichbarer Lautstärke evoziert durch Tone Bursts bei Frequenzen zwischen 500 und 4000 Hz. Mittels ergänzender Messungen der kanalabhängigen Stimulationsverzögerungen des CI-Systems zwischen Mikrofon und Elektrode können die Gesamtlatenzzeiten im CI-stimulierten auditorischen System bis zur Welle V abgeschätzt werden. Der Vergleich der Latenzzeiten bei CI-Stimulation mit der physiologischen Verarbeitung ermöglicht die Einschätzung der zeitlichen Kompensation, die CI-Patienten mit einseitiger Taubheit kognitiv leisten müssen.

Automatische AEP-Erkennung mit sequentiellm Nachweisalgorithmus unter Verwendung einer variablen Test-Schritt-Länge

Prof. Dr. M Cebulla, Würzburg; Prof. E. Stürzebecher, Petershagen

Bekanntermaßen wird durch sequentielles (wiederholtes) Testen die Fehlerwahrscheinlichkeit eines Statistikttests erhöht. Diese lässt sich jedoch durch Korrekturmethode wie die Bonferroni-Korrektur kompensieren. In früheren Untersuchungen haben wir eine deutlich effektivere Methode, basierend auf Monte-Carlo-Simulationen, vorgestellt, mit der die Überkompensation der Bonferroni-Korrektur vermieden wird. In der Praxis wird bei sequentiellen Verfahren in der Regel eine feste Test-Schritt-Länge verwendet. Bei überdurchschnittlich lang andauernden Messungen ist eine feste Schrittlänge jedoch uneffektiv. Der vom Nachweisalgorithmus verwendete kritische Testwert ist von der maximalen Anzahl Test-Schritte abhängig, d.h. je mehr Testschritte, desto größer der kritische Testwert und desto geringer die Test-Power. Die Idee der vorliegenden Untersuchung war es, mit zunehmender Testdauer die Anzahl der Testschritte durch sukzessives Verlängern der zum Testen verwendeten Schrittweite zu reduzieren. Im Beitrag wird an Hand des automatisierten ASSR-Nachweises die Testmethodik vorgestellt. Es wird gezeigt, dass sich mit diesem Vorgehen die mittlere Untersuchungszeit bei konstanter Fehlerwahrscheinlichkeit reduzieren lässt.

ASSR und Psychoakustik gleichzeitig: Geht das?

PD Dr. mult. A. Bahmer, Prof. Dr.-Ing. U. Baumann, Frankfurt

Hintergrund. Um psychophysikalische Test bei CI Trägern durch objektive Tests zu ersetzen, käme als Möglichkeit die EASSR in Frage. Daher wäre es von Vorteil, die EASSR und die Psychophysikalischen Tests in einer Aufnahme aufzuzeichnen, um deren Korrelation zu analysieren. Da die Aufzeichnung der EASSR technisch anspruchsvoll ist, beschränkten wir uns zuerst auf eine modifizierte ASSR, mit deren Hilfe es möglich ist, die elektrophysiologische Aufzeichnung mit einem Diskriminationstest zu kombinieren. Dabei wird der Stimulusparameter Jitter als Verbindung zwischen beiden Messverfahren benutzt. Um das aufgenommene EEG zu analysieren, muss der Stimulusbeginn innerhalb des EEGs zuverlässig detektiert werden. Methode. Um gleichzeitig das ASSR Signal und die psychophysikalische Performance zu verändern, kann die Modulation eines SAM Signal verzerrt werden. Um das zu erreichen, wurden in einem SAM Signal die Längen der einzelnen Modulationszyklen statistisch verändert (Jitter). Detektionsalgorithmen wurden mit Hilfe eines künstlichen Ohres und einer Versuchsperson evaluiert. Der Vorteil dieses Verfahren ist, dass die absoluten Zeitpunkte der Stimuli nicht bekannt sein müssen, nur die Signalsignaturen im EEG werden durch den Algorithmus ausgewertet. Resultate. Die Tests zeigten, dass die Stimuluszeitpunkte als Signatur im EEG detektiert werden und gleichzeitig der psychophysikalische Test durchgeführt werden konnte. Schlussfolgerungen. Daher scheint es möglich, das gleiche Paradigma für die EASSR bei Cochlea Implantat Trägern zu verwenden.

Beiträge zur diagnostischen Nutzung der ASSR - ein Rückblick

Prof. E. Stürzebecher, Petershagen; Prof. M. Cebulla, Würzburg

Der Vortrag gibt einen Überblick über die Arbeiten der Autoren auf dem Gebiet der ASSR. Nach Vorbemerkungen zur ASSR-Definition wird am Beispiel von Neugeborenen-Daten erläutert, warum der ASSR-Nachweis bei höheren Reizraten erfolgt, obwohl ihr Hauptbestandteil, die ABR, die größte Amplitude bei niedrigen Reizraten hat. Im Weiteren wird auf die Arbeiten zum statistischen Nachweis der ASSR, auf die entwickelten Stimuli für die ASSR-Gewinnung sowie auf Ergebnisse von Untersuchungen zur Optimierung des Testalgorithmus eingegangen.

Zur Messung des Pitch-Onset Response mittels EEG.

PD Dr. T. Rahne, Luise Wagner, Halle (Saale)

Tonhöhe (Pitch) ist eines der wichtigsten auditorischen Perzepte und enthält lexikalische Informationen (Prosodie) und musikalische Informationen (Melodien). Durch Pitch erzeugte auditorische Aktivität kann gemessen werden, indem Iterated Ripple Noise (IRN) als Stimulus mit tonalem Perzept verwendet wird. IRN kann durch n -fache Überlagerung von weißem Rauschen mit sich selbst erzeugt werden. Der Zeitversetz bestimmt dabei die Frequenz der mit n zunehmenden Periodizität (Yost 1996). Physikalisch korreliert die Stärke der Pitch-Wahrnehmung mit der Amplitude der Autokorrelationsfunktion (Barker 2011). Zur Untersuchung der Frage, ob die Detektion von Regularitäten eine zentrale oder periphere Leistung des auditorischen Systems ist, wurde von Krumbholz (2003) ein Paradigma vorgeschlagen, bei dem Stimuli mit einem kontinuierlichen Übergang von weißen Rauschen (IRN mit $n=0$) zu IRN mit $n>0$ verwendet wurden. Mittels MEG wurde eine auf diesen Übergang folgende Antwort im auditorischen Kortex gemessen und als Pitch Onset Response (POR) bezeichnet. Die Amplitude und Latenz des POR verändern sich mit n . Die Quellen liegen anterior und inferior zu denen der N1. Da MEG-Messungen z.B. bei CI-Trägern nicht möglich sind, die Frage der Pitch-Wahrnehmung und -Verarbeitung aber hoch relevant ist, besteht die Motivation, POR mittels EEG zu messen. Wir zeigen POR Messungen mittels EEG bei normalhörenden Probanden und CI-Trägern. Die Amplituden- und Latenzverläufe sind mit denen im MEG vergleichbar. POR kann mittels EEG gemessen werden und bei CI-Trägern angewendet werden. Literatur. Barker D, Plack CJ, Hall DA (2012) Reexamining the evidence for a pitch-sensitive region: a human fMRI study using iterated ripple noise. *Cereb Cortex* 22(4):745-53; Krumbholz K, Patterson RD, Seither-Preisler A, Lammertmann C, Lütkenhöner B (2003) Neuromagnetic evidence for a pitch processing center in Heschl's gyrus. *Cereb Cortex* 13(7):765-72.; Yost WA (1996) Pitch of iterated rippled noise. *J Acoust Soc Am* 100(1):511-8.

Harte Nüsse: Aggravation und Simulation - Einsatz objektiver Methoden

Prof. Dr.-Ing. U. Baumann, Frankfurt

Ein besonderes Anwendungsfeld objektiver Methoden – insbesondere der Ableitung akustisch evozierter Potenziale – liegt in der Aufdeckung von Aggravations- oder Simulationsversuchen. Besonders wichtig ist der Einsatz der ASSR im Rahmen der Begutachtung von Schwerhörigkeiten, die in Zusammenhang mit einer Erwerbstätigkeit durch einen Unfall oder Lärm entstanden sind. Einerseits ist die gesetzliche Unfallversicherung bei einer nachweislich durch die Arbeitssituation oder einen Unfall entstandenen Hörschädigung für die Kostenübernahme der Hörgeräteversorgung in Teilen oder in Gänze zuständig, andererseits besteht bei Erreichen einer Minderung der Erwerbsfähigkeit (MdE) in Höhe von mindestens 20% ein Rentenanspruch. Falls sich mehrere berufsbedingte Leiden ergeben, kommt es zu einer gesamtheitlichen Bewertung der Gesamt-MdE und auch geringer ausgeprägte Hörminderungen können zum Erreichen des Rentenanspruchs das „Zünglein an der Waage“ spielen und als sogenannte „Stütz-Rente“ wirksam werden. Im Beitrag werden verschiedene Fälle aus der Gutachtenspraxis vorgestellt und verschiedene Indikatoren für die Entwicklung eines Aggravations- oder Simulationsverdachts diskutiert.

Automatisierter Nachweis kontralateraler akustischer Suppression bei TEOAE

Dr. A. Lodwig, Path Medical

Dass die Amplitude und andere Eigenschaften von OAE durch kontralaterale akustische Stimulation (CAS) des anderen Ohres beeinflusst werden, ist schon länger bekannt und wird dem efferenten System der äußeren Haarzellen zugeschrieben. Die Präsenz von kontralateraler Suppression beweist damit die Funktion des neuralen Systems mindestens bis zum medialen olivo-cochlären System (MOCS). Leider ist der messtechnische Nachweis oft sehr fehleranfällig. Bei der Messung von CAS bei DPOAE wird häufig zunächst eine geeignete Frequenz in der individuellen Feinstruktur des Ohres ausgesucht, um auf der Flanke eines Minimums einen verstärkten Effekt beobachten zu können. Im Falle von TEOAE wird die Amplitudenänderung beobachtet, die allerdings sehr klein ist und häufig von Artefakten durch Änderung des Sondensitzes überlagert. In diesem Beitrag soll ein auf TEOAE-CAS basierendes Paradigma zur Diskussion gestellt werden, das durch abwechselnde monaurale und binaurale Stimulation und eine signalstatistische Auswertung eine effiziente, automatisierte Messung gestattet. Die binaurale Messung der TEOAE ersetzt dabei die reine Vertäubung des kontralateralen Ohres. Anstelle eines Amplitudenvergleiches der monaural und binaural (=vertäubten) Messung wird eine Differenzantwort gebildet und statistisch ausgewertet. Damit werden nicht nur Amplitudenänderungen detektiert, sondern auch beispielsweise Laufzeiteffekte. Testmessungen an 10 normalhörenden Versuchspersonen (20 Ohren) zeigen stabile CAS-Antworten an allen Ohren. Eine einfache Gegenprobe besteht darin, zwei Ohren verschiedener Versuchspersonen zu testen. Erwartungsgemäß ist dann keine Suppression nachweisbar. Zum möglichen klinischen Nutzen eines solchen automatisierten Verfahrens wäre der Autor über Rückmeldungen dankbar.

Vorwärts-Maskierung im menschlichen auditorischen Nerv: Vergleich von ECAP Erholungsfunktionen für Einzelpuls- und Pulszug-Maskierer

Y. Adel, Frankfurt(1); G. Hilkhuisen(2), A. Norena(3), Y. Cazals(3), S. Roman(4) und O. Macherey(2)

1 Audiologische Akustik, Klinik für HNO-Heilkunde, Universitätsklinikum Frankfurt, Deutschland, 2 Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, CNRS, Marseille, Frankreich, 3 Laboratoire Neurosciences Intégratives et Adaptatives, AMU, Marseille, Frankreich, 4 Chirurgie cervico-faciale pédiatrique, HNO, Hôpital de la Timone, Marseille, Frankreich

Vorwärts-Maskierung in Cochlea Implantat (CI)-Nutzern wird oft als ein zweistufiger Prozess erfasst, mit kurzen bzw. langen Erholungs-Zeitkonstanten, die peripher bzw. mehr zentral auftreten. Vor kurzem wurde aber im Tiermodell gezeigt, dass Erholungs-Zeitkonstanten vom auditorischen Nerv länger sein können als bisher angenommen. In dieser Studie werden Erholungs-Funktionen von elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen (ECAP) für Maskierer verschiedener Stimulationsraten und -pegeln in CI-Nutzern verglichen. Methoden. Insgesamt 7 CI-Nutzer mit Cochlear Freedom- bzw. CI512-Implantate wurden betrachtet. Zur ECAP-Messung wurde eine biphasische Pulsprobe präsentiert, mit oder ohne vorangehenden Maskierer. Die Maskierer waren: 1. ein Einzelpuls-Maskierer (EPM), 2. ein Pulszug-Maskierer niedriger Rate (PZMlo, 250 pps, 300 ms), und 3. ein Pulszug-Maskierer hoher Rate (PZMhi, 5000 pps, 300 ms). Stimulation war bei gleichem physikalischen bzw. psychophysikalischen (mittels Lautheitsabgleich) Pegeln. ECAP Erholungs-Funktionen wurden mittels Maskierer-Probe-Intervallen (MPI) im Bereich von 1 bis 512 ms ermittelt. Ergebnisse. Wenn eine Maskierung aufgetreten ist ($n = 4$), dann erzeugen PZMlo und PZMhi Vorwärts-Maskierung bei MPIs von bis zu 128 ms, wobei EPM keine Maskierung nach 8 ms aufwies. Bei gleichem physikalischem Pegel hat PZMhi länger maskiert als PZMlo. Bei gleicher psychophysikalischer Lautheit gab es Unterschiede unter den Versuchspersonen. Schlussfolgerung. Die Zeitkonstante peripherer Vorwärts-Maskierung hängt bei Pulszug-Maskierer von der Dauer und Rate wesentlich ab. Unsere physiologischen Ergebnisse scheinen mit vorher psychophysikalisch bestimmten Zeitkonstanten zu übereinstimmen.

Erfahrungen mit „Spread of Excitation-Messungen (SOE)“ zur Abschätzung der Feldausbreitung in der Cochlea

Tobias Rader und Theresa Schöler, Frankfurt

Die Messung der elektrischen Feldausbreitung in der Cochlea (Spread of Excitation, SOE) bei Cochlea-Implantat (CI)-Patienten kann für verschiedene diagnostische Zwecke, wie z.B. dem Auffinden von „umgeknickten“ Elektrodenträgern (tip-foldover) in der Cochlea, genutzt werden. Hier soll jedoch die Feldausbreitung, und die damit verbundene Aktivierung von Hörnervenfasern, bei CI abgeschätzt werden. Durch ein geschicktes „masker-probe-Verfahren“ über mehrere Elektroden gemessen lässt sich die „Breite“ der Feldausbreitung und somit die gleichzeitig aktivierten Nervenfasern abschätzen. Es wurden n = 96 SOE-Funktionen bei 18 Patienten (14 bilateral und 4 unilateral CI) auf je drei „Recording“-Elektroden (apikal E4, medial E7 und basal E10) gemessen. Es wird versucht, die Qualität der SOE-Funktionen anhand von Kategorien zu bewerten. Aufgrund zu niedriger, fehlender, oder von Artefakten überdeckten Reizantworten - hervorgerufen durch nicht ausreichend tolerierbare Stimulationsreize durch die Patienten - sind nicht alle SOE-Messungen auswertbar.

Das Regensburger High-Speed-EBERA-Protokoll zur zeitoptimierten intraoperativen EBERA-Messung

Dr. biol. hum. T. Steffens, S. Marcrum, Regensburg

Die intraoperative EBERA-Messung ermöglicht gegenüber einer ECAP-Messung einen erheblichen Informationsgewinn, weil nicht nur das Nervenaktionspotential des Hörnerven sondern auch dessen Weiterverarbeitung auf der Hörbahn im Hirnstamm untersucht werden können. Damit stehen die diagnostischen Vorteile der klassischen Hirnstammaudiometrie auch für CI-Patienten zur Verfügung. Bei Kindern steht hier in erster Linie die Frage der Hirnstammreifung und bei Erwachsenen die Fragen der Deprivation und möglicher retrocochleärer Pathologien wie z. B. eine Audit. Neuropathie im Vordergrund. Es können aber auch Potenzialschwelle für Einzelelektroden gemessen werden. Wie immer bei BERA-Messungen ist die Qualität der Ableitungen in Narkose am besten, weshalb sich die intra-operative Messung zum Abschluss der Implantations-OP anbietet. Um die normalerweise knappe intra-operativ zur Verfügung stehende Messzeit effizient auszunutzen, kann durch die Verwendung hoher Reizraten die Messzeit pro Ableitung in den Bereich von nur noch einigen Sekunden reduziert werden. Von den akustischen BERA-Messungen ist eine Abhängigkeit der Potentialamplituden und Latenzen von der Reizrate bekannt. In diesem Vortrag wird diese Abhängigkeit für EBERA-Potentiale gezeigt. Es zeigt sich, dass auch mit sehr hohen Reizraten von knapp 100 pps und kurzen Mittelungszeiten ausreichend genaue EBERA-Potentiale abzuleiten sind, die die vollständigen diagnostischen Möglichkeiten der Ableitungen mit üblichen Reizraten von <30 pps ermöglichen. Zusätzlich können mit entsprechend hohen Reizraten retrocochleäre Pathologien der Erregungsverarbeitung erkannt werden, die mit niedrigen Reizraten oft nicht auffallen.

Simultaneous Recording of ECAPs and EABRs

Dr. I. Akhoun, AB, Hannover

Objectives. Compare thresholds obtained simultaneously from ECAPs and EABRs. Background. Electrically Evoked Compound Action Potentials (ECAPs) are commonly used in clinical routine to assess peripheral encoding of electrical stimulation and to derive ECAP thresholds (tNRI). It is expected that taking more central processing into account could help improve the so far moderate correlations between ECAP and behavioral thresholds (Brown et al., 2000). In addition, better understanding of auditory nerve activity could be gained by comparing intracochlear ECAP signal to scalp-recorded EABR wave I. Methods. Ten pediatric patients were included in the study. ECAPs were measured intraoperatively with RspOM™ using 5 points Growth-AP with a 75 µs biphasic pulses. EABRs were measured in parallel with the Elios™ ABR setup operating at a 90dB gain with a 32 kHz sampling frequency. No filtering was applied before 200 µs post-stimulus to prevent filtering rebound from contaminating the expected neural response. NRI and Wave I, III and V growth functions will be compared in terms of latencies, slope and thresholds. Results. EABRs could be recorded in 3 out of a subset of 4 patients so far included. No post-stimulus remaining artifact was left. Each showed a clear wave III ranging from 2.3 to 2.6 ms and a smaller wave V. Wave I could be extracted and was compared to NRI growth functions. Conclusion. EABRs were successfully recorded in combination with NRI, relationship between these will be discussed. References. Brown CJ, Hughes ML, Luk B, Abbas PJ, Wolaver A, Gervais J. Ear Hear. 2000 21(2):151-63.

???

Dr. J. Müller-Deile, Kiel

Akustische Potentialerfassung über die ART-Funktion des Med-EI I100 - Systems

S. Brill, Würzburg

Ziele. Entwicklung eines technischen Systems zur Messung von (akustisch evozierten) Mikrofonpotentialen über die intracochleäre Elektrode von CIs. Hintergrund. Patienten mit großem Hörverlust im mittleren bis hohen Frequenzbereich bei gutem niederfrequenten Restgehör werden häufig mit einem Cochlea-Implantat mit kürzerer Innenohrelektrode versorgt, mit dem Ziel das akustische Restgehör des implantierten Ohres zu erhalten (EAS-Versorgung). Methode. Es wurde ein triggerbarer akustischer Stimulator entwickelt, der in der Lage ist, einen Sinus-Tonimpuls mit zyklischer Variation der Parameter Amplitude, Frequenz, Phase, Vortriggerverzögerung und Triggerreduktion zu erzeugen. Das ART-Meßsystem des Med-EI CIs in Verbindung mit diesem Stimulator war in der Lage, Mikrofonpotentiale eines CI/EAS-Nutzers zu erfassen. Resultate. Akustisch evozierte Mikrofonpotentiale konnten über das klinische Cochlea-Implantat-System Med-EI I100 aufgezeichnet werden. Parametrische Variationen wie Pegel, Phase und Frequenz resultierten in entsprechenden Variationen der beobachteten Potentiale. Schlussfolgerung. Die Aufzeichnung von akustisch evozierten Potentialen über das Med-EI ART-System ist unter der Voraussetzung möglich, daß akustische Stimuli analog zu den bei der ART-Messung verwendeten elektrischen Stimuli erzeugt werden.

Wir bedanken uns bei unseren Sponsoren für die freundliche Unterstützung!

Gold

MED^oEL


Cochlear™

Silber




PATH
MEDICAL
SOLUTIONS

Bronze


Interacoustics

MACK GmbH
Medizintechnik

Ulrich Keller  Medizin-Technik

Eisen/Aluminium


iac acoustics
making the world a quieter place