

HELIOS Klinikum Erfurt

Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

Plastische Operationen

Chefarzt: Prof. Dr. med. D. Eßer



HELIOS
Klinikum Erfurt



33. Jahrestagung der Arbeitsgruppe ERA
18. und 19. November 2011
Erfurt

Abstractband

Tagungsort:

Auditorium des HELIOS Klinikums Erfurt

Nordhäuserstrasse 74

99089 Erfurt

Evaluation des Restgehörerhaltes bei Hybrid-Implantationen mittels ASSR

S. Haumann, J. Blanke, A. Büchner, T. Lenarz

Klinik für HNO-Heilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover
Dir.: Prof. Dr. Th. Lenarz

Einleitung:

In den letzten Jahren wurden neue Elektroden entwickelt, die das Restgehör des Patienten bei einer CI-Implantation erhalten sollen. Dies gelingt in den meisten Fällen. Für die verbleibenden Fälle soll untersucht werden, ob das Restgehör sich durch die mechanische Einführung der Elektrode oder durch postoperativ einsetzende Prozesse verschlechtert.

Methode:

Im Rahmen der Implantation restgehörerhaltender Elektroden werden in unserer Klinik intraoperativ vor und nach dem Eingriff ASSR gemessen. Damit soll evaluiert werden, ob sich die Hörschwelle unmittelbar durch die Operation verschlechtert hat. Bisher liegen vollständige Datensätze von 56 Patienten vor (58 Ohren), die 6-90 Jahre (Ø 59,2 Jahre) alt waren; davon 23 Männer und 33 Frauen. 25 Patientenohren erhielten eine Nucleus Hybrid-L-Elektrode und 33 Ohren eine SRA-Elektrode. ASSR wurden mit der GSI Audera bei sechs Frequenzen (250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz und 8 kHz) gemessen. Die ermittelten ASSR-Schwellen wurden miteinander und mit den prä- und postoperativ gemessenen Reintonhörschwellen verglichen.

Ergebnisse:

Bei 250 Hz (in Klammern dahinter 500 Hz) betrug die Abweichung zwischen prä- und postoperativer Tonschwelle im Mittel $13,3 \pm 11,4$ dB ($17,9 \pm 12,6$ dB), zwischen intraoperativ vor und nach dem Eingriff ermittelter ASSR-Schwelle $4,3 \pm 14,6$ dB ($5,3 \pm 11,4$ dB), zwischen präoperativer Tonschwelle und vor dem Eingriff ermittelter ASSR-Schwelle $32,1 \pm 16,3$ dB ($20,3 \pm 13,6$ dB) und zwischen postoperativer Tonschwelle und nach dem Eingriff ermittelter ASSR-Schwelle $15,1 \pm 19,1$ dB ($8,7 \pm 14,6$ dB). Weitere Ergebnisse werden auf der Tagung präsentiert.

Schlussfolgerungen:

Bei den ASSR-Schwellen wurde eine hohe Reproduzierbarkeit zwischen der Messung vor und nach dem Eingriff gefunden, so dass die Methode prinzipiell als geeignet zur intraoperativen Evaluation des Restgehörerhaltes angesehen wird. Hier zeigten sich geringere Abweichungen als bei den Tonschwellen, was darauf hindeutet, dass Verschlechterungen des Restgehörs überwiegend durch postoperativ einsetzende Prozesse erfolgen.

Registrierung von frequenzspezifischen Hirnstammpotentialen mittels Knochenleitungs-Chirp-BERA

I. Baljić (1), M. Grundmann (2), K. Plotz (2), D. Eßer (1)

(1) HELIOS Klinikum Erfurt, Klinik für Hals-, Nasen und Ohrenheilkunde, Plastische Operationen, (2) Jade Hochschule, Institut für Hörtechnik und Audiologie Oldenburg

Hintergrund: Die Anregung der Hörschnecke mit maskierten schmalbandigen Chirp-Reizen (basierend auf dem Chirp-Reiz von Dau et al. (2000)) über die Knochenleitung stellt eine neue Möglichkeit dar die Hörschwelle objektiv zu bestimmen. Dies ist vor Allem von großer Bedeutung, wenn die Auslösung der Hirnstammpotentialen über die Luftleitung aufgrund von ausgeprägten Schallleitungsstörungen stark eingeschränkt ist. Die Effizienz dieser frequenzspezifischen Knochenleitungs-Chirp-BERA in der klinischen Routine zu untersuchen, ist das Ziel dieser Studie.

Methode: An der Studie nahmen bislang 18 normalhörende Probanden teil. Für die Auslösung der Hirnstammpotentialen wurden ihnen jeweils drei schmalbandige Chirp-Reize (low-, middle- und high-chirp) in 10-dB-Schritten mit einem Startpegel von 60 dB HL auf dem linken oder rechten Ohr über den Knochenleitungshörer KH-96 dargeboten. Zur Ermittlung der genauen Hörschwelle wurde dabei entweder bis 5 oder 0 dB HL gemessen. Die BERA-Schwellenwerte wurden statistisch ausgewertet und mit den subjektiven Schwellen verglichen.

Ergebnisse: Es zeigt sich bei den normalhörenden Probanden eine Differenz von subjektiv zu objektiv gemessener Schwelle von 5,36 dB (Std.: 5,36) für den high-chirp, 1,61 dB (Std.: 1,85) für den middle-chirp und 6,32 dB (Std.: 6,25) für den low-chirp.

Fazit: Die geringen Unterschiede zwischen den subjektiv und den objektiv gemessenen Hörschwellen zeigen, dass es möglich ist mit der frequenzspezifischen Chirp-BERA über die Knochenleitung die Hörschwellen von normalhörenden Personen mit relativ großer Genauigkeit zu bestimmen. Ob sich dieses Verfahren auch für die Schätzung der Hörschwelle von schwerhörenden Personen eignet, wird gegenwärtig untersucht.

Literatur: Dau, T. Wegner, O. Mellert, V. und Kollmeier, B. (2000). Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion. Acoustical Society of America.

Abstract

Entwicklung eines Analysesystems zur intraoperativen Messung von Stapedius-Reflexen bei Cochlea-Implantaten

Müller, A. ¹, Schmidt, T. ², Kaftan, H. ³, Mir-Salim, P. ¹

¹ Vivantes Klinikum im Friedrichshain, HörZentrum Berlin

² Technische Universität Ilmenau, FAK Maschinenbau, FG Biomechatronik

³ HNO Universitätsklinik Greifswald

Cochlea-Implant-Hersteller, Otologen und Audiologen bemühen sich schon seit vielen Jahren, die Sprachprozessor-Anpassung auf objektive Messungen, die keine Kooperation des Patienten erfordern zurückzuführen. Zahlreiche Arbeiten belegen, dass die eSRT (Electrically Evoked Stapedius Reflex Threshold) mit den elektrischen Schwellen angenehmer Lautheit korrelieren und damit als Prädiktor für die C-Level bei nicht kooperationsfähigen Patienten verwendet werden können. Störfaktoren, die sich zum Teil aus den jeweils eingesetzten Messmethoden ergeben, führen jedoch oft zu einem geringen Nutzen der eSRT für die SP-Anpassung.

In Kenntnis einer genauen Stapediusreflex-Schwelle könnte eine unkontrollierte Aufweitung des eDR, eine permanente Über- und Unterstimulation, eine Verschlechterung des Sprachverstehens sowie eine komplette Ablehnung des Cochlea-Implantats vermieden werden.

In diesem Beitrag wird neben dem Vergleich des Methodeninventars zur Messung der SRT ein Schlüsselexperiment zur Bestimmung des Stapedius-Reflexes mithilfe eines optischen Messverfahrens vorgestellt. Das Ziel dieser Machbarkeitsstudie war eine objektive berührungsfreie Messung des ipsilateralen ungekreuzten Reflexes intraOP und damit die Detektion bereits kleiner und visuell nicht erkennbarer isotonischer Stapedius-Kontraktionen. Hierzu werden erste Ergebnisse vorgestellt.

Müller-Deile, J. Application of Cochlear Implants. Sprache Stimme Gehör 2004; 28: 157-170

Pietsch, M. Die Registrierung der Stapediusreflex-Schwelle zur Objektivierung der Anpassung eines Cochlea Implantats. Diss. 2007; Fakultät für Humanmedizin der Medizinischen Hochschule Hannover

Müller-Deile, J. Audiometrie und Cochlear Implant. In: Lehnhardt, E. (Editor) and Laszig, R. (Editor) Praxis der Audiometrie 2009; pp. 239-260

Battmer et al. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. Ear and Hear 1990; 11: pp. 370-374

Müller-Deile, Verfahren zur Anpassung und Evaluation von Cochlear Implant Sprachprozessoren. Median Verlag 2009; p. 171

Rodriguez et al., Laser vibrometry: a middle ear and cochlear analyzer for the non-invasive diagnostics of middle ear and cochlear pathologies. HNO 1997; 12: pp. 997-1007

Donges, A & Noll, R, Lasermesstechnik : Grundlagen und Anwendungen. 1993, Hüthig Heidelberg, ISBN 3-7785-2216-7

Elektromyographie des elektrisch evozierten Stapediusreflexes

Ralf Warmuth

18. & 19. November 2011

Der Stapediusreflex, als Schutzmechanismus des Gehörs, tritt bei einer zu starken Reizung der Cochlea auf und verhindert in gewissen Grenzen größeren Schaden an den Haarzellen der Hörschnecke von gesunden Menschen. Da er erst ab einer bestimmten Intensität auftritt, bietet er einen guten Anhaltspunkt für die wahrgenommene Lautstärke eines Menschen. Dies gilt auch für die elektrisch evozierte Reizung der Hörschnecke durch Elektroden in Form eines Cochleaimplantats. Hier wird der Reflex dazu genutzt, die Implantate während ihrer Implantation an das Lautstärkeempfinden des Trägers anzupassen. Diese Anpassung erfolgt meist optisch durch den Operateur. Da der Reflex bisher noch nicht mobil erkennbar ist, ist eine regelmäßige Anpassung der cochleären Reizung an den Nutzer durch einen Audiologen nötig.

Dieser Vortrag stellt einen Ansatz vor, den elektrisch evozierten Stapediusreflex – hervorgerufen durch ein Cochleaimplantat – mit Hilfe einer Elektrode am Stapediusmuskel als Rückführung zum Implantat zu nutzen. Durch diese Rückkopplung wird es möglich die Reizung durch das Implantat und somit die empfundene Lautstärke automatisch an die Bedürfnisse des Nutzers anzupassen.

Es wird während des Vortrags speziell auf die bisherigen Untersuchungen und die Auswertung der elektrischen Signale des Musculus stapedius eingegangen. Dabei werden reale Messwerte, hervorgerufen durch akustische bzw. elektrische Stimulation der Hörschnecke, und ihre Verarbeitung gezeigt.

Fehlerschätzung bei ECAP Messungen im Rahmen der klinischen Routine

M. Hey, J. Müller-Deile

Audiologie, HNO Klinik, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

Einleitung:

Messungen physikalischer Größen sind stets mit einem Fehler behaftet - sei es durch Unzulänglichkeiten in der Meßapparatur oder durch beeinflussbare bzw. nicht beeinflussbare äußere Prozesse. Bei der Messung von Potentialen kommt es zu Überlagerungen des Meßsignals mit Störprozessen. Somit ist jedes Ergebnis nur als Näherungswert im Rahmen des bei der Messung aufgetretenen Fehlers anzusehen.

Evozierte Potentiale werden i.d.R. durch die Kenngrößen Latenz und Amplitude der einzelnen Wellen parametrisiert. Um die Kurven zu vermessen und die Latenzen der einzelnen Wellen zu bestimmen, sind folgende Schritte notwendig: 1) Welle erkennen, 2) Latenz und Amplitude vermessen, 3) Fehlerintervalle bestimmen.

Bei ECAP (electrically evoked compound action potential) Messungen werden in der klinischen Routine nur Mittelwertkurve erhoben und gespeichert. In Voruntersuchungen konnte gezeigt werden, daß im Rahmen der klinischen Software die Fehlerschätzung der N1P1 Amplitude aus den Daten einer gemessenen Mittelwertkurve nicht sinnvoll möglich ist. Es ergeben sich die Fragen:

- Ist die Schätzung des Fehlers der N1P1 Amplitude aus den Rohdaten der einzige Weg?
- Sind begleitende Zusatzmessungen möglich zur Fehlerschätzung der N1P1 Amplitude?

Material und Methoden:

Es wurden Untersuchungen mit der Software Custom Sound EP 3 (Firma Cochlear) durchgeführt. An den Untersuchungen nahmen CI-Patienten mit CI24RE(CA) und CI512 Implantaten teil.

Es wurden ungemittelte Einzelsweep-Rohdaten erhoben bei überschwelliger Stimulation (ECAP Schwelle + 10 CU; 100 Sweeps mit 1 pps) und ohne Stimulation (0 CU; 6 Sweeps mit 1 pps). Außerdem wurden Mittelwertkurven zu 6, 12, 25, 50, 100 und 200 Sweeps mit einer Stimulationsamplitude von 0 μ A gemessen bei 300 pps. Alle Messungen erfolgten mit dem Artefaktunterdrückungsverfahren Forward Masking.

Ergebnisse:

Es wurden die Fehler der N1P1 Amplitude bei überschwelliger Stimulation mit Einzelsweeps verglichen mit Verfahren der Fehlerschätzung für die Reststörung aus Meßkurven ohne Stimulation. Die Messung von Einzelsweeps kann als „Goldstandard“ der Fehlerschätzung angesehen werden. Die retrospektive Fehlerschätzung für die N1P1 Amplitude aus Mittelungskurven und aus Einzelsweeps ohne Stimulation ist möglich und liefert Ergebnisse, welche statistisch nicht signifikant vom „Goldstandard“ abweichen.

Der Fehler der N1P1 Amplitude ist abhängig von der Mittelungszahl und nicht abhängig von der Reizintensität.

Diskussion:

Diese Verfahren der retrospektiven Fehlerschätzung können begleitend zu ECAP Messungen im Rahmen der klinischen Meßsoftware ohne großen zeitlichen und rechentechnischen Aufwand durchgeführt werden. Sie wären eine sinnvolle Ergänzung zur Qualitätssicherung bei ECAP Messungen.

Erste Kennlinien der P300 bei Logatom-Diskrimination in Abhängigkeit des SNR

Rainer Blum¹, Alexander Förstel^{1, 2}, Karsten Plotz¹



1 Institut für Hörtechnik und Audiologie IHA, Jade-Hochschule, Ofener Str. 16/19, 26121 Oldenburg
2 Abt. Neuropsychologie, Institut für Psychologie, Carl-von-Ossietzky-Universität, 26111 Oldenburg

Einleitung: Ausgehend von eigenen Arbeiten zu Logatomen (Holube *et al.*, 2010) und den Befunden von Schreitmüller *et al.* (2010) sowie Igelmund *et al.* (2009) zu EEG-Messungen und Höranstrengung, begannen wir mit P300-Messungen bei Logatom-Darbietung. Ziel war es, Kennlinien der P300 für unterschiedliche Schwierigkeitsgrade der Reizkonfiguration zu erheben. Vermutet wurde, dass über die von Schreitmüller und Igelmund beschriebene Verlängerungen der Latenz hinaus weitere systematische Veränderungen gefunden werden können

Methodik: Verwendet wurden Logatome der Form vCv (Vokal-Konsonant-Vokal). Ausgewählt wurden 2 Paare, die sich in der psychoakustischen Diskrimination besonders stark unterscheiden. Das Paar aba-awa war durch eine besonders hohe Verwechslung und das Paar aba-ascha war durch eine besonders gute psychoakustische Diskriminierbarkeit gekennzeichnet (Holube *et al.*, 2010). Darüber hinaus wurden unterschiedliche Schwierigkeitsgrade durch Messungen im Störschall bei unterschiedlichen Signal-zu-Rausch-Verhältnissen realisiert. Die Probanden teilten das Erkennen des Deviantreizes durch das Drücken eines Antwortknopfes mit. Für die Auswertung der Potentialkurven wurde das Grand-Average über alle Probanden (14 normalhörende junge Erwachsene) gebildet.

Stimuli: 238 Standard-Reize /aba/ und 42 Deviant-Reize /awa/ oder /ascha/ (Verhältnis Standard zu Deviant 85% zu 15%). Dabei wurden die Epochen, die direkt auf einen Devianten folgen aus der Auswertung ausgeschlossen, so dass sich für die Auswertung effektiv 196 Standard-Epochen ergeben. Die Logatome waren 660 ms lang, die Länge der vokalischen Anteile /a/ haben eine Länge von je ca. 250 ms. Damit liegt der diskriminierbare Beginn des Konsonanten in Mittenstellung des Logatomes bei etwa 260 ms. Der Darbietungspegel der Logatome betrug 60 dB SPL. Die Messungen erfolgten in jeweils 3 Konditionen: 1. in Ruhe, 2. bei aba-awa mit einem S/N von +10 dB und +5 dB und 3. bei aba-ascha mit einem S/N von +5 dB und 0 dB. Das Rauschen war ein diskontinuierliches, nicht-moduliertes, sprachsimulierendes Rauschen (Holube *et al.*, 2010). Die Stimuli wurden beidseitig über Kopfhörer (HDA200) präsentiert.

Ergebnisse: Für aba-ascha zeigte sich keine Verlängerung der Reaktionszeit, bei guter Diskriminierbarkeit für alle S/N. Bei aba-awa verlängerte sich die Reaktionszeit, mit beginnender Schwierigkeit der Höraufgabe. Die Trefferquote für die erkannten Devianten sank deutlich und deutet auf eine verringerte Diskriminierbarkeit mit sinkendem S/N hin. Die Maxima der P300-Amplitude lagen wie in der Literatur beschrieben centro-parietal. Die größten Amplituden fanden sich bei Messungen in Ruhe. Mit fallendem S/N verringerte sich die Amplitude zunächst ohne Latenzverlängerung. Eine Verlängerung der Latenz bei fallendem S/N wurde erst beobachtet, wenn im Paradigma Schwellennähe erreicht wird. Die Unterschiede zwischen aba-awa und aba-ascha Messungen lagen in größeren Amplituden bei aba-ascha bei gleichem S/N, sowie stärkerer Latenzverlängerung bei aba-awa.

	Schwierigkeit der Höraufgabe	Treffer-Quote	Reaktionszeit	Latenz	Amplitude
aba-ascha Ruhe		98%			
aba-ascha SNR 5		94,1%	=	=	-
aba-ascha SNR 0		89,7%	=	=	--
aba-awa Ruhe		98,4%			
aba-awa SNR 10		88,3%	+	+	-
aba-awa SNR 5		63,1%	++	++	---

In den hier durchgeführten Untersuchungen erscheint die Abnahme der Amplitude sensitiver für steigende Hörschwierigkeit zu sein, als die Betrachtung von Reaktionszeit und Latenz. Erst im schwelennäheren Bereich sind dann zusätzliche Effekte bei Latenz und Reaktionszeit zu finden. Entsprechend steigt auch die Fehlerrate, respektiv findet sich eine sinkende Trefferquote.

Diskussion: Quantitative Auswertungen der Amplitude und der Latenz wurden nicht vorgenommen. Die Bestimmung der Amplitude könnte anhand des max. Peaks erfolgen, jedoch sind hier Einflüsse der Filterung und separate Komponenten, z.B. P3a und P3b zu berücksichtigen. Bestimmungen der Latenz unterliegen ebenfalls den Einflüssen der Filterung, hochfrequente Signalanteile erschweren die Identifikation eines bestimmten Peaks. Stationäre Signalanteile, z.B. alpha-Wellen können mit endogenen Signalanteilen interagieren.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung werden präsentiert. Weitere Messungen sind notwendig, um individuelle Einflüsse zu minimieren. In weiteren Projekten sollen Analysen auf Einzelfall-Ergebnissen erfolgen, um individuelle Aussagen zu steigender Hörschwierigkeit machen zu können. Des Weiteren sollen die Untersuchungen auf vorbewusste Diskriminationsaufgaben, z.B. mittels MMN, ausgeweitet werden. Mit zunehmender Kenntnis der Kennlinien wird eine objektive Befundung von Habilitations- und Rehabilitationsvorgängen im Hörsystem erwartet.

Literatur:

Holube I., Bitzer JFörstel A., Hitkötter F., Knothe B., Muncke J., Ottink M., Stever J. (2010): Erstellung eines Logomtests für die Konsonanten- verständlichkeit. Berichte der 13. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Frankfurt

Schreitmüller S., Igelmund P., Fürstenberg D., Meister H., Walger M. (2010): Ereigniskorrelierte auditorisch evozierte Potentiale und subjektive Bewertung der Höranstrengung Normalhörender und CI-Träger beim Hören im Störschall, Arbeitstagung AG-ERA, Kiel

Igelmund P., Meister H. , Brockhaus-Dumke A. , Fürstenberg D. , von Wedel H., Walger M. (2009): P300 und Reaktionszeit als Maß für die Höranstrengung von CI-Trägern bei der Lautdiskrimination im Störschall. Berichte der 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Innsbruck

Akustisch evozierte Potentiale bei BAHA-Trägern

Torsten Rahne (1)

(1) Universitätsklinikum Halle (Saale), Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie

Patienten, die an einer Schallleitungs- oder kombinierten Schwerhörigkeit leiden sowie einseitig Ertaubte können von einem implantierbaren, knochenverankerten Hörsystem profitieren. Diese Geräte müssen programmiert werden um den individuellen Bedürfnissen Rechnung zu tragen. Gerade bei nicht kooperativen Patienten und kleinen Kindern kann der Versorgungserfolg sowie die zu Grunde liegende Hörminderung nur schwer subjektiv gemessen werden. Bei diesen Patientengruppen wird daher der Bedarf nach objektiven Methoden zur Hörschwellenmessung deutlich.

Die vorgestellte Studie [1] zielt zunächst darauf ab zu untersuchen, inwieweit eine elektrophysiologische Hörschwellenbestimmung bei Patienten mit einem knochenverankerten Hörgerät (Baha) möglich ist. Dazu wurden 10 normalhörende Probanden mit einem Baha Intenso System (Cochlear Ltd.) versorgt, welches temporär mit einem Baha Softband (Cochlear, Ltd.) befestigt wurde. Nach Bestimmung der Reinton-Hörschwelle wurden frühe und späte akustisch evozierte Potentiale abgeleitet, wobei entweder über das Baha oder konventionell über Kopfhörer akustisch stimuliert wurde. Die Amplituden, Latenzen und Schwellen der resultierenden Antwortpotentiale wurden mit denen der konventionellen Stimulation verglichen.

Im Ergebnis zeigte sich, dass sowohl die frühen als auch die späten akustisch evozierten Potentiale mit Stimulation über das Baha evozierbar und vergleichbar denen mit konventioneller Stimulation sind. Somit eignet sich ein Baha Intenso prinzipiell zur Stimulation für elektrophysiologische Messungen. Nur bei hohen Stimulationspegeln zeigte sich bei den frühen akustisch evozierten Potentialen ein großer Stimulationsartefakt. Allerdings wurde eine konstante Latenzverschiebung der Antwortpotentiale gegenüber der konventionellen Stimulation gefunden, die jedoch bei den späten akustisch evozierten Potentialen unterhalb der Fehler-Toleranzgrenzen der Messanordnung liegt und somit für die Auswertung unerheblich ist.

Grundsätzlich eignen sich die späten akustisch evozierten Potentiale durch eine gute Übereinstimmung der Schwellen mit und ohne Baha-Verwendung als vielversprechende Methode um die Programmierung des Baha zu überprüfen. Die Verwendung eines Baha stellt zudem keine limitierende Einschränkung bei der Verwendung akustisch evozierter Potentiale dar, wenn die genannten Besonderheiten beachtet werden.

[1] T. RAHNE, T. EHELEBE, C. RASINSKI, G. GOTZE: Auditory brainstem and cortical potentials following bone-anchored hearing aid stimulation. In: *J Neurosci Methods* 193 (2010), S. 300-306.