

**Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,
plastische und ästhetische Operationen**

der Universität Würzburg

Direktor: Univ.-Professor Dr. med. Dr. med. h. c. R. Hagen

**„Untersuchung zu ASSR-Messungen im Freifeld als Voraussetzung zur Über-
prüfung von tragbaren Hörsystemen“**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Elisabeth Bruse (geb. Keidel)

aus Frankfurt am Main

Würzburg, Oktober 2019

Referent: Prof. Dr.-Ing. M. Cebulla

Korreferentin: Prof. Dr. K. Wermke

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 07. Mai 2020

Die Promovendin ist Zahnärztin

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
1.1.	Allgemeines.....	1
1.2.	Grundlagen	2
1.2.1.	Physiologie des Hörens	2
1.2.2.	Hörstörungen	5
1.2.3.	Hörschwellendiagnostik	7
1.2.4.	Hörgeräteversorgung	10
1.2.5.	Akustisch evozierte Potentiale	11
1.3.	Ziele der Arbeit und explorativ zu untersuchende Fragestellung.....	18
2.	Material und Methoden.....	22
2.1.	Probandenauswahl.....	22
2.2.	Ethikantrag	24
2.3.	Messmethodik	25
2.3.1.	Mess-Setup im Freifeld	25
2.3.2.	Betrachtungen zu Freifeld-Messungen	28
2.3.3.	Messungen der BERA- und ASSR-Antworten.....	31
2.3.4.	Voruntersuchungen zur Verifizierung des Mess-Setups im Freifeld....	35
2.3.5.	Akustische Stimuli	38
2.4.	Messablauf BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld	41
2.5.	Statistische Datenanalyse	45
3.	Ergebnisse	49
3.1.	Auswertung der Tonaudiogramme	49
3.2.	Untersuchungen zur Überprüfung der Messmethodik.....	49

3.2.1.	Vergleich Lautstärkepegel zwischen BERA mit Einsteckhörern und im Freifeld	50
3.2.2.	Latenzvergleich zwischen BERA mit Einsteckhörern und im Freifeld .	50
3.2.3.	Vergleich der Antwortamplituden bei Klick- und CE-Chirp®-Stimuli im Freifeld	54
3.3.	BERA- und ASSR – Messungen im Freifeld	56
3.3.1.	Vergleich der Ergebnisse der BERA-Messungen mit Normwerten	56
3.3.2.	Hörschwellenvergleich zwischen ASSR und Tonaudiogramm	61
4.	Diskussion	64
5.	Zusammenfassung	72
6.	Literaturverzeichnis	73
7.	Abbildungsverzeichnis	81
8.	Tabellenverzeichnis	83
9.	Anhang	84

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
ABR	Auditory brainstem responses
AEP	Akustisch evoziertes Potential
ASSR	Auditory steady-state responses
BERA	Brainstem evoked response audiometry
BOA	Behavioural observation audiometry
CAP	Compound action potential
dB HL, dB nHL	Dezibel Hearing Level, normal Hearing Level
DPOAE	Distorsionsprodukt der OAE
ECochG	Elektrokochleographie
EEG	Elektroenzephalographie
FAEP	Frühe akustisch evozierte Potentiale
LAEP	Late auditory evoked potentials
MLP	Middle latency potentials
MW	Mittelwert
NB CE-Chirp®	Narrow band CE-Chirp®
NN-BERA	Notched-Noise BERA
SD	Standardabweichung
TEOAE	Transitorisch evozierte otoakustische Emission
UNHS	Universelles Hörscreening

1. Einleitung

1.1. Allgemeines

Weltweit gibt es nach Angaben der World Health Organization (WHO) 466 Millionen Menschen mit einer Hörstörung, von denen 34 Millionen Kinder sind (World Health Organization 2018). In Deutschland hat eins von 1000 Kindern eine angeborene Hörstörung. Angeborene und postnatal paralingual erworbene Hörstörungen wirken sich, wenn sie unentdeckt bleiben, stark auf die Entwicklung eines Kindes aus. Es treten Störungen der Sprachbildung auf, welche sich negativ auf die psycho-soziale und emotionale Entwicklung auswirken (Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen 2007). Die Versorgung mit Hörhilfen ist so früh wie möglich anzustreben, da andernfalls eine weitere Leistungsminde- rung des auditiven Systems bei Nichtaktivierung der zentralen Hörbahn zu erwarten ist (Thurnher et al. 2011). Seit 2009 hat jedes Neugeborene in Deutschland das Recht auf die Durchführung des universellen Hörscreenings (UNHS), welches durch die gesetzlichen Krankenkassen finanziert wird. So werden Hörstö- rungen in ihrer Art und Ausprägung frühzeitig diagnostiziert, was eine entspre- chend zeitnahe Therapieplanung ermöglicht. Dabei werden Hörstörungen bis 35 dB nHL detektiert (Reiß 2009).

Objektive Hörtestverfahren sind ein wichtiger Bestandteil der audiologischen Diagnostik (Hoth et al. 2015). Sie kommen bei Personen zur Anwendung, die keine zuverlässige subjektive Aussage zu ihrem Hörvermögen treffen können. Dies trifft vor allem auf Neugeborene und Kleinkinder zu. Des Weiteren gehören demente Personen, Personen mit geistiger Retardierung, Fälle von Aggravation und komatöse Patienten nach einem Schädel-Hirn-Trauma diesem Personenkol- lektiv an (Lehnhardt und Laszig 2001).

Zu den objektiven Messverfahren zählen unter anderem die Auswertung oto- akustischer Emissionen (OAE) und die Ableitung akustisch evozierter Hirn- stammpotentiale (ABR).

Bei der Methode der OAE werden Schallwellen am äußeren Gehörgang registriert, welche durch kleinste Kontraktionen und Eigenverstärkung der äußeren Haarzellen in der Cochlea ausgelöst werden. Auf einen akustischen Reiz hin bilden die äußeren Haarzellen physiologisch so eine retrograde Wanderwelle entlang der Cochlea, die sich zum äußeren Ohr fortsetzt und hier messen lässt. Fehlen diese akustischen Emissionen, liegt eine Schädigung der äußeren Haarzellen vor (Bagatto et al. 2011; Reiß 2009).

Ein akustischer Reiz löst die Weiterleitung von Aktionspotentialen entlang der Hörbahn aus. Diese können mit Hilfe der ABR über Hautelektroden abgeleitet werden. Die gewonnenen Daten werden mittels Computer kurvenförmig visualisiert und bilden die Potentialänderung (μV) ab. Die Potentialkurve lässt sich anschließend auswerten, mit Normwerten vergleichen und gibt dadurch Hinweise auf mögliche Veränderungen entlang der Hörbahn. In dieser Arbeit kommen vor allem die Brainstem Evoked Response Audiometry (BERA) und Messung der Auditory Steady State Responses (ASSR) zur Anwendung. Die Grundlagen hierfür werden in Kapitel 1.2.5. besprochen.

1.2. Grundlagen

1.2.1. Physiologie des Hörens

Das Ohr ist anatomisch in drei Abschnitte aufgeteilt; das äußere Ohr, das Mittelohr und das Innenohr. Die physiologische Funktion dient der akustischen Sinneswahrnehmung und damit einhergehend des Spracherwerbs und der Entwicklung von Intelligenz (Thurnher et al. 2011). Abbildung 1 zeigt den anatomischen Aufbau des Ohrs.

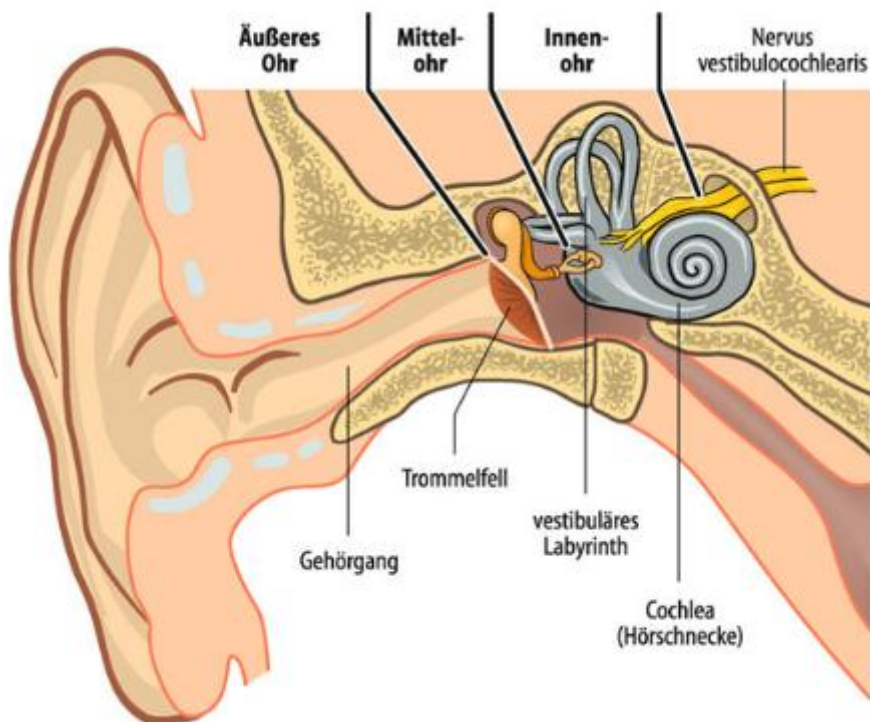


Abb. 1: Schematische Darstellung des Ohrs im Querschnitt (Schmidt et al. 2010) *Druckerlaubnis s. Anhang*

Das Mittelohr hat die Funktion, die Energie der ankommenden Schallwellen auf die im Mittelohr angrenzenden Gehörknöchelchen Malleus, Incus und Stapes zu übertragen. Die Gehörknöchelchenkette und das Trommelfell bewirken eine Reduktion von Schallreflexion und dadurch eine Verstärkung des akustischen Signals um den Faktor 30 (Schmidt et al. 2010).

Das Innenohr besteht aus dem vestibulärem Labyrinth, welches zur Gleichgewichtswahrnehmung dient, und aus der Hörschnecke (Cochlea) zur akustischen Schallverarbeitung. Die Signalübertragung von Sinneszelle auf afferente Synapse nennt sich Transformation. Anschließend erfolgt die Weiterleitung des Aktionspotentials über fünf oder sechs synaptische Verschaltungen entlang der Hörbahn schließlich zum auditiven Kortex. Hier finden der Sinneseindruck und die weitere Verarbeitung statt. Die Anatomie der Hörbahn ist in Abbildung 2 dargestellt. (Schmidt et al. 2010; Behrbohm et al. 2009; Kompis 2013; Reiß 2009)

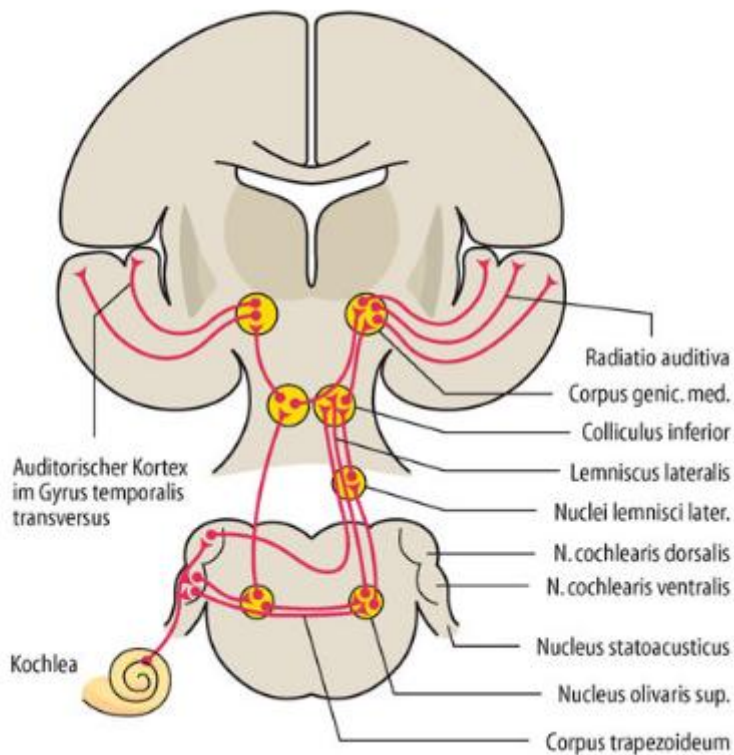


Abb. 2: Schematische Darstellung der Anatomie der Hörbahn (Schmidt et al. 2010) *Druckerlaubnis s. Anhang*

Audiometrische Begriffe

Die Audiometrie befasst sich mit der Funktionsüberprüfung des Gehörsystems, wobei objektive und subjektive Testverfahren existieren. Bei den subjektiven Verfahren werden subjektive Höreindrücke des Patienten registriert. Beispiele sind die Stimmgabeltests nach Weber und Rinne. Bei den objektiven Verfahren wird die Funktion des Gehörsystems ohne nötige Mithilfe des Patienten geprüft, indem als Beispiel die Funktion des Hörnervs und der Hörbahn durch die Ableitung bioelektrischer Potentiale entlang dieser Nervenstrecke getestet wird.

Im Folgenden werden die in der Audiometrie verwendeten Parameter beschrieben.

Ein Ton ist durch eine sinusförmige Schallschwingung und dessen Frequenz und Amplitude charakterisiert. Ein Klang ist hingegen durch verschiedene Teiltöne zusammengesetzt.

Die Frequenz beschreibt die Anzahl der Schwingungen pro Sekunden und wird in Hertz (Hz) angegeben. Sie bestimmt die Tonhöhe.

Der Schalldruck wird in Pascal (Pa; N/m²) gemessen und ist eine lineare Kraft. Das Lautheitsempfinden folgt jedoch einer logarithmischen Stufung (Weber-Fechner-Gesetz), weshalb der Schalldruckpegel L bzw. SPL (sound pressure level) zur klinischen Anwendung verwendet wird. Der Schalldruckpegel ist in Dezibel (dB) festgelegt und stellt ein logarithmisches Verhältnismaß zur absoluten Hörschwelle dar. Er berechnet sich wie folgt: $\text{dB} = 20 \log (p/p_0)$, wobei p = Schalldruck und p_0 = Referenzschalldruck bei 20 µPa (absolute Hörschwelle) gilt. Bei hohen und tiefen Frequenzen sind jedoch verschieden große Schalldruckpegel erforderlich, um vom Gehörssystem wahrgenommen zu werden. Daher wird der relative Bezugsschalldruckpegel bei der Tonschwellenaudiometrie verwendet, welcher in Beziehung zum Verlauf der menschlichen Hörschwelle gesetzt wird. Hierbei liegt die Hörschwelle bei allen Frequenzen bei 0 dB hearing level (dB HL). Sie wurde auf das Hörvermögen 18-jähriger Jugendlicher normiert. Bei kurzen Reizen (Klicks) wird die Einheit dB normal Hearing Level (dB nHL) verwendet, wobei sich der Pegel oberhalb der normalen Hörschwelle befindet. Demnach wird beim subjektiven Tonaudiogramm die Einheit dB HL verwendet, bei den ABRs die Einheit dB nHL. (Reiß 2009; Schmidt et al. 2010; Stapells et al. 1995)

1.2.2. Hörstörungen

Hörstörungen sind die häufigsten Erkrankungen eines Sinnesorgans beim Menschen. Epidemiologisch wird eins von 1000 Neugeborenen mit einer relevanten Hörstörung geboren (Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen 2007).

Die Einteilung der Hörstörungen bei Kleinkindern erfolgt unter anderem nach dem Zeitpunkt des Auftretens: Kongenital und konnatal, prälingual (vor Spracherwerb im Alter von 2-3 Jahren) und postlingual (Grevers et al. 2008). Angeborene und postnatal prälingual erworbene Hörstörungen wirken sich, wenn sie unentdeckt bleiben, stark auf die Entwicklung eines Kindes aus. Es treten Störungen der Sprachbildung auf, welche sich negativ auf die psycho-soziale und emotionale Entwicklung auswirken (Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen 2007).

Des Weiteren lassen sich Hörstörungen wie folgt nach ihrer Lokalisation einteilen: Hörstörungen des äußeren Ohrs und des Mittelohrs (Schalleitungsschwerhörigkeit), des Innenohrs und retrocochleäre Hörstörungen (Schallempfindungsstörung) und zentrale Hörstörungen (Schallwahrnehmungsstörung) (Wendler et al. 2015).

Eine subjektive Differenzierung zwischen Schallempfindungs- und Schalleitungsstörung ist durch die Stimmgabel-Versuche nach Rinne und Weber und durch eine Tonaudiometrie (Vergleich von Luft- und Knochenleitung) möglich. Als objektiver Test steht die Auswertung der BERA-Kurven zur Verfügung (Stöhr et al. 1996). Die Auswertung der BERA-Kurven ist hierbei wesentlich sensitiver und wird erforderlich, wenn Zweifel an der Verlässlichkeit der Aussagen des Patienten bestehen.

Die Ursachen für Hörstörungen sind vielfältig, sie können angeboren oder erworben sein. 50% der Hörstörungen haben eine genetische Ursache, wobei nicht-syndromale Erkrankungen 70 % darstellen. Über 400 syndromale Erkrankungen sind in Verbindung mit Schwerhörigkeit beschrieben und gehen mit Malformationen des Ohrs einher (Gorlin et al. 1995). Beispiele sind das Usher-Syndrom, das Pendred-Syndrom, das Jervell-Lange-Nielsson-Syndrom, das Waardenburg-Syndrom und das Branchiootorenale Syndrom (Stegmann 2009).

Erworbene Hörstörungen können entweder perinatal oder zu einem späteren Zeitpunkt im Leben auftreten. Risikofaktoren für perinatal erworbene Hörstörungen können eine Frühgeburtlichkeit, ein niedriges Geburtsgewicht, eine Hyperbilirubinämie oder die Einnahme ototoxischer Medikamente sein (Stegmann 2009). Erworbene Hörstörungen mit Ursache am äußeren Ohr können zum Beispiel durch Fremdkörpereinlagerungen, Cerumen obturans, Traumen oder eine Otitis externa entstehen. Am Mittelohr kann es durch eine Otitis media, Trommelfeldefekte oder eine Otosklerose zur Hörminderung kommen. Erworbene Schallempfindungsstörungen können Entzündungen (Meningitis, Mumps, Masern), altersbedingte degenerative Prozesse (Presbyakusis), endokrine Erkrankungen wie Diabetes, Medikamenteneinnahme mit Einfluss auf das Innenohr oder eine Tumorbildung (Akustikusneurinom) als Ursache haben. (Nagel und Gürkov 2005; Tharpe und Sladen 2008; Thurnher et al. 2011)

Die Ursachen für Hörstörungen sind somit vielfältig. Die Feststellung der Hörschwelle ist wichtiger Teil der klinischen Diagnostik, um eine passende Therapie einleiten zu können. Im Folgenden wird daher auf die Hörschwellendiagnostik eingegangen, um diese oben genannten Störungen zu identifizieren.

1.2.3. Hörschwellendiagnostik

Als Bezugspunkt in der Audiometrie dient die Hörschwelle bei einer Frequenz von 1000 Hz und einem Schalldruckpegel von $2 \times 10 \mu\text{Pa}$. Da bei tieferen und höheren Frequenzen die Schalldruckpegel variieren, wird der Hörpegel so normiert, dass bei einem Normalhörenden eine gerade Linie bei Null das normale Hörvermögen darstellt. Diese Hörpegel werden für tonaudiometrische Messungen verwendet und in dB HL (dB Hearing Level) angegeben.

Das Standardverfahren zur Feststellung der Hörschwelle ist das Tonaudiogramm. Es bildet das subjektive Hörvermögen für verschiedene Frequenzen ab. Hierbei beschreibt 0 dB HL die durchschnittliche Hörschwelle eines jugendlichen

Normalhörendes. Weicht die Hörschwelle des Probanden über Luftleitung gemessen um über 25 dB von 0 dB HL ab, liegt ein Hörverlust vor (World Health Organization 2018). Die Messung über Knochenleitung gibt weiteren Aufschluss über die Art des Hörverlusts. Die Tonaudiometrie erfordert die aktive Mitarbeit des Patienten. Es handelt sich hierbei also um ein subjektives Testverfahren, welches bei unkooperativen Patienten nicht zuverlässig anwendbar ist. Für diese Patientengruppe ist ein objektives Messverfahren zur Ermittlung der Hörschwelle notwendig.

Zu den objektiven Messverfahren zählen unter anderem die Auswertung otoakustischer Emissionen (OAE) und die Ableitung akustisch evozierter Hirnstammpotentiale (ABR). Beide Messverfahren können im UNHS kombiniert werden (Cianfrone et al. 2018), wobei bei Risikogeburten die ABR Pflicht ist (Schönweiler und Schmidt 2009).

Bei der Methode der OAE wird die Funktion des Innenohrs, genauer der äußeren Haarzellen, überprüft. Es wird zwischen transitorisch evozierter OAE (TEOAE) und die Distorsionsprodukte der OAE (DPOAE) unterschieden. Dabei erlauben die DPOAE eine frequenzspezifische Aussage (Janssen et al. 2006). Nachteil an der Methode ist, dass retrokochleäre Störungen nicht registriert und nur leichte bis mittelschwere Hörstörungen von bis zu 50 dB entdeckt werden (Cebulla 2014).

Bei der ABR löst ein akustischer Reiz die Weiterleitung von Aktionspotentialen entlang der Hörbahn aus. Diese können über Hautelektroden abgeleitet werden. Die gewonnenen Daten werden mittels Computer kurvenförmig visualisiert und bilden die Potentialänderung (μV) ab. Die Potentialkurve lässt sich anschließend auswerten, mit Normwerten vergleichen und gibt dadurch Hinweise auf mögliche Veränderungen entlang der Hörbahn. In dieser Arbeit kommen vor allem die Brainstem Evoked Response Audiometry (BERA) und Messung der Auditory Steady State Responses (ASSR) zur Anwendung. Diese werden in Kapitel 1.2.5 besprochen.

Bei Neugeborenen wird standardmäßig das universelle Neugeborenen-Hörscreening (UNHS) durchgeführt. Das UNHS soll erreichen, alle Neugeborenen mittels geeigneter objektiver Testverfahren bezüglich des beidseitigen Hörvermögens zu testen. Dies soll sicherstellen, dass eine frühzeitige Erkennung von Hörstörungen und darauf folgend eine adäquate Therapie schon im ersten halben Lebensjahr ermöglicht wird. Noch vor Ende des ersten Lebensmonat soll das UNHS durchgeführt werden und allen Neugeborenen in Deutschland zur Verfügung stehen (Consensus Development Conference und Springer-Verlag GmbH 2004). Seit 1.1.2009 ist das UNHS in Deutschland gesetzlich verpflichtend (Deutsche Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie e.V. 2009).

Im Würzburger Hörscreening-Programm wird hierfür das BERAphon® seit 1997 standardmäßig bei jedem Neugeborenen an den Universitätskliniken angewandt. In einer retrospektiven Studie 2002 konnte gezeigt werden, dass diese Methode ein zuverlässiges Messverfahren ist (Bürklein et al. 2012).

Zeigen sich Auffälligkeiten während des Hörscreenings, erfolgt eine erste Follow-Up-Untersuchung bis Ende des ersten Lebensmonats, bei welchem das Hörscreening zunächst wiederholt wird. Bestätigen sich hier Auffälligkeiten, erfolgt die weiterführende Diagnostik. Ziel dieser Untersuchungen soll die eindeutige Diagnose der Hörstörung sein und auf dieser basierend die frühzeitige Erstversorgung mit Hörgeräten innerhalb der ersten sechs Monate ermöglichen (Hoth et al. 2012). Zur Konfirmationsdiagnostik des Hörscreenings gehört eine Impedanzmessung und die Ermittlung der transitorisch evozierten otoakustischen Emission (TEOAE) und der akustisch evozierten Potentiale (AEP) (Hoth et al. 2012). Sind die Ergebnisse auffällig, sollte die Distorsionsprodukt - OAE (DPOAE) durchgeführt werden.

Zur objektiven Ermittlung der Hörschwelle wird eine BERA-Messung durchgeführt, welche frühe akustisch evozierte Potentiale (FAEPs) darstellt. Mit absteigenden Pegeln wird solange gemessen, bis die Welle V nicht mehr sicher auftritt. Hier liegt die BERA-Schwelle, welche die Hörschwelle zwischen 0 und 10 dB darstellt. Die Auswertung der BERA-Messung wird in Kapitel 1.2.5. „Akustisch

evozierte Potentiale“ erklärt. Zusätzlich erlaubt die „Betrachtung der Morphologie der Potenziale [...] die Beurteilung von neuronaler Synchronisation und Hörbahnreifung“ (Hoth et al. 2012).

Zur Hörschwellendiagnostik kann ebenfalls die objektive ASSR-Messung angewandt werden, welche der BERA-Messung ebenbürtig ist. (Johnson und Brown 2005, 2005; Wu et al. 2009; Johnson und Brown 2005)

1.2.4. Hörgeräteversorgung

Die objektive Überprüfung von Hörgeräten ist perpektivisch das Ziel der Untersuchungen, weswegen im Folgenden kurz auf die verschiedenen Versorgungsmöglichkeiten eingegangen wird. Nach der Hilfsmittelrichtlinie sind Hörhilfen ab einem beidohrigen Hörverlust von mindestens 30 dB bei einer Frequenz von 500 bis 4000 Hz und bei einer sprachaudiometrischen Verstehensquote von maximal 80 % (Freiburger Einsilbentest) angezeigt. Hierbei müssen operative Verfahren zur Verbesserung der Gehörleistung oder medikamentöse Behandlungsmöglichkeiten ausgeschlossen worden sein (Bundesministerium für Gesundheit 2012).

Die Versorgung mit Hörhilfen bei Neugeborenen ist so früh wie möglich anzustreben, da andernfalls eine weitere Leistungsminderung des auditiven Systems bei Nichtaktivierung der zentralen Hörbahn zu erwarten ist (Thurnher et al. 2011). Kinder, bei denen auch nur eine milde Hörstörung unentdeckt bleibt, haben vielerlei Defizite. Tharpe et al. zeigten 2008 in ihrer Studie, dass die betroffenen Kinder in ihrer Entwicklung in den Bereichen Sprachbildung, Vokabular und Sprachverständnis Defizite haben. Dies kann zu psychosozialen Auffälligkeiten, verminderten Schulleistungen und einem verminderten verbalen Intelligence Score führen (Tharpe 2008). Es sollte daher eine Versorgung mit Hörgeräten im 4. - 6. Lebensmonat stattfinden, um eine unzureichende Stimulation der Hör- und Nervenbahn zu vermeiden und somit den Reifungsprozess des Hörsystems nicht zu behindern (Wiesner et al. 2007).

Bei Kleinkindern und unkooperativen Patienten ist die Hörgeräteanpassung erschwert. Bis zu einem Alter von zweieinhalb Jahren ist die Mitarbeit durch das Kind bei subjektiven Hörtests nicht möglich. Standardmäßig wird die Verhaltensaudiometrie bis dahin zur Hörgeräteanpassung durchgeführt. Baumann und Schorn zeigten 2001 in einer Studie, dass während eines Hörscreenings nur 61,5% der schwerhörigen untersuchten Kinder über eine Verhaltensaudiometrie erkannt werden (Baumann und Schorn 2001, 2001). Die Sensitivität der Methode ist als gering einzustufen.

Objektive Messverfahren zur Überprüfung der Funktion der Hörbahn mit Hörhilfen werden aktuell, wie in der vorliegenden Arbeit, erforscht. Eine vielversprechende Methode scheint beispielweise die Messung von Cortical Auditory Evoked Potentials (CAEPs) zu sein, um den Nutzen von Signalverstärkung durch Hörgeräte bei Kindern zu überprüfen (Ching et al. 2016). Ein Nachteil dieser Methode stellt jedoch die erforderliche Vigilanz des Patienten dar, welche zum Beispiel durch Fernsehen während der Messung erreicht wird (Lehnhardt und Laszig 2001; Reiß 2009). Des Weiteren haben Sardari et al. Verhaltensaudiometrie- und ASSR-Schwellen von Probanden jeweils mit und ohne Hörhilfen verglichen. Hierbei gab es Unterschiede in der Schwellenbestimmung. Demnach stelle die ASSR eine vielversprechende Methode zur Validierung von Hörgeräten dar, wenn man Versuchsaufbau und Hörgerät-Fit berücksichtigt (Sardari et al. 2015). Auch bei kooperativen Patienten zeigt sich, dass 40 % der Hörgerät-Träger in lauter Umgebung unzufrieden mit ihrer Hörgerät-Anpassung sind. Da die persönliche Bewertung der Signalverstärkung durch Hörgeräte stark variiert, wären objektive Verfahren zur Überprüfung der Hörgeräthanpassung auch hier von Vorteil (Tremblay und Miller 2014).

1.2.5. Akustisch evozierte Potentiale

Die Erforschung der Elektrophysiologie des Hörens begann in den 1970er Jahren und dient der Diagnostik zentraler Störungen der Hörbahn (Felisati 2007). Die

Ermittlung akustisch evozierter Potentiale stellt eine objektive Untersuchung der Funktion der Hörbahn dar. Auf einen akustischen Reiz hin zeigt sich im Elektroenzephalogramm (EEG) eine vermehrte Hirnaktivität. Durch Mittelung der EEGs können gezielt akustisch evozierte Potentiale dargestellt werden, mit Hilfe derer sich retrokochleäre Störungen erkennen lassen.

Hallowell Davis teilte die akustisch evozierten Potentiale 1976 erstmals nach ihren Latenzen ein (Davis 1976). Die Latenz in Millisekunden [ms] beschreibt den Abstand zwischen akustischer Reizdarbietung und darauffolgender BERA-Welle zum Zeitpunkt der größten Amplitude (Kompis 2013). Nach Picton abgewandelt existiert die Einteilung in frühe, mittlere und späte akustisch evozierte Potentiale (FAEP, MLP, LAEP). Diese Einteilung ist graphisch in Abbildung 3 dargestellt (Picton 2011).

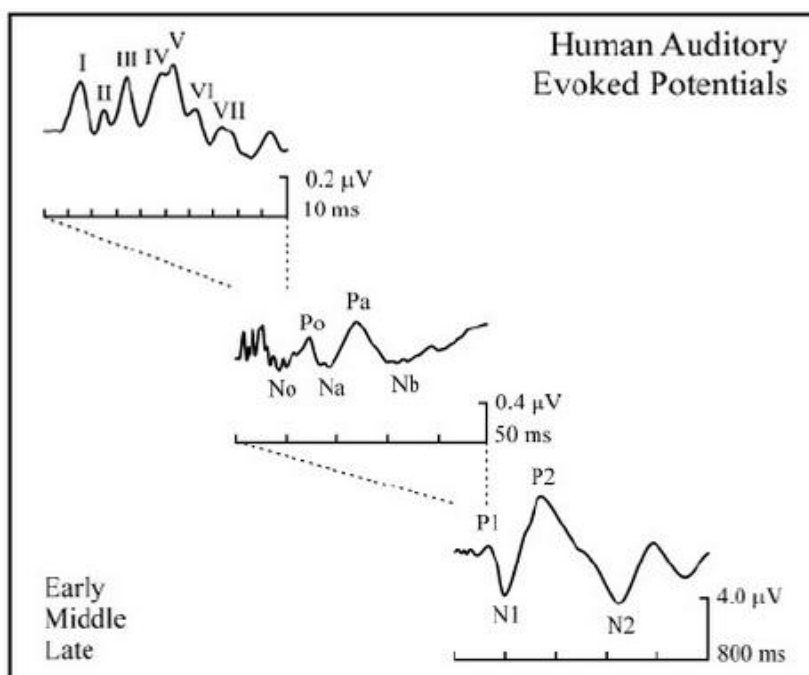


Abb. 3: Darstellung der Einteilung der akustisch evozierten Potentiale nach Latenz (Picton 2011) Druckerlaubnis s. Anhang

Zu den schnellen oder frühen akustisch evozierten Potentialen gehören das durch Elektrokochleographie (EcochG) gewonnene Compound Action Potential (CAP) und die Auditory Brainstem Responses (ABR). Die Latenzen dauern bis

zu 10 ms. Die Potentiale werden mit römischen Zahlen markiert (I-VII) oder, nach dem Erstbeschreiber Jewett 1970, mit J1 - J7. Das CAP spiegelt dabei die postsynaptische Aktivität des Hörnervs wieder und ist als Welle I in der ABR-Kurve zu sehen. Die ABR bilden die Aktivität des Hirnstammes ab und zeigen 6 charakteristische Wellen (II-VII). Beide Potentiale können mittels BERA (Brainstem Evoked Response Audiometrie) gemessen werden (Picton 2011; Kompis 2013; Lehnhardt und Laszig 2001).

Sowohl ECoG als auch BERA können zur Hörschwellenmessung genutzt werden, wobei die ABR-Messungen der ECoG überlegen sind, da niedrigere Schwellen gemessen werden können und die BERA leichter anzuwenden ist (Quddusi und Blakley 2009). In Abbildung 4 wird die Korrelation zwischen der anatomischen Lokalisation der neuronalen Signalübertragung und den BERA-Kurven dargestellt.

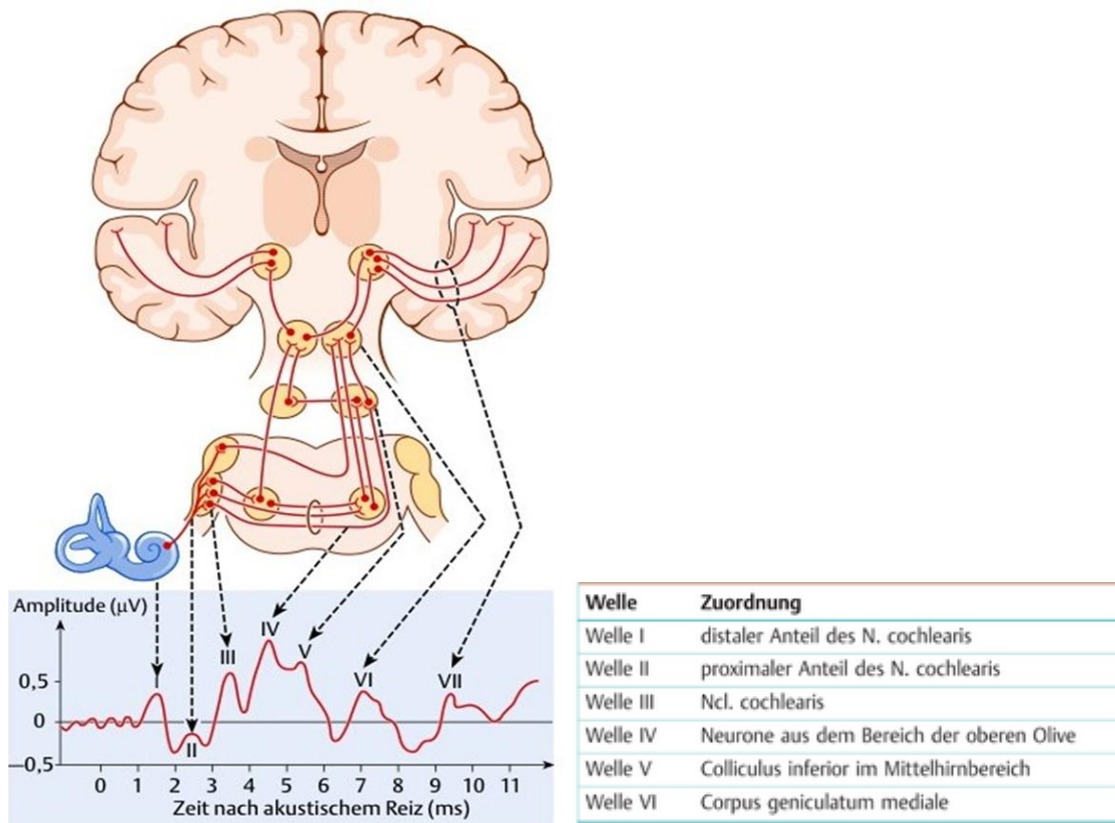


Abb. 4: links: Bildliche Darstellung der Hörbahn mit Zuordnung der Potentiale. rechts: tabellarische Zuordnung der anatomischen Strukturen (Behrbohm et al. 2009) *Druckerlaubnis s. Anhang*

Die Potentiale mittlerer Latenz (middle latency-responses, MLR) werden bis 50 ms abgeleitet und zeigen ebenfalls eine charakteristische Potentialkurve. Die negativen Peaks werden mit No, Na, Nb bezeichnet, die positiven mit Po, Pa. Bei tiefen Frequenzen werden große Amplituden gebildet (Lehnhardt und Laszig 2001). Die Beobachtung der MAEPs wird beispielsweise bei operativen Eingriffen zur Narkoseüberwachung bei Kindern angewandt, da die Amplituden mit zunehmender Tiefe der Vollnarkose kleiner werden und sich die Latenzen vergrößern (Prosser und Arslan 1985; Morimoto und Sakabe 2006).

Die späten akustisch evozierten Potentiale (SAEPs) teilen sich nach Davis des Weiteren in langsame und späte Potentiale auf. Langsame treten bei Latenzen von 30 - 500 ms auf, späte bei 200 - 1000 ms. Die Latenzen und Amplituden variieren stark (Picton 2011).

Da in dieser Arbeit BERA und ASSR vordergründig zur Anwendung kommen, sollen beide Messmethoden im Folgenden genauer besprochen werden.

BERA-Messungen

Die Brainstem evoked response audiometry (BERA) findet vielerlei Anwendung in der modernen Audiologie. Sie wird standardmäßig zum Neugeborenen-screening eingesetzt, da sie leicht anzuwenden ist und zuverlässige Ergebnisse liefert. Die Reifung der Hörbahn lässt sich anhand der Welle V beurteilen; nach dem ersten Lebensjahr sollte die Latenz der Welle V dem Wert für Erwachsene gleichen (Stöhr et al. 1996). Bei Erwachsenen wird die BERA neben der Hörschwellenbestimmung vor allem zur Differenzialdiagnostik von Raumforderungen am Kleinhirnbrückenwinkel angewandt (Lehnhardt und Samii 1982). Des Weiteren können „Systemerkrankungen, (...) Ischämien, Blutungen, demyelinisierende Erkrankungen, entzündliche Erkrankungen und das Koma zu Veränderungen“ der BERA führen (Stöhr et al. 1996).

Diagnostisch lassen sich die Latenzen, Amplituden und Interpeaklatenzen auswerten und mit Normwerten vergleichen. Nicht-pathologische Einflüsse auf diese Parameter sind vielfältig. So sind bei niedrigeren Pegeln die Latenzen länger. Die Welle V tritt dabei am zuverlässigsten bis zur Hörschwelle hin auf (Janssen et al. 1988). Die gewählte Frequenz hat ebenfalls Einfluss, wie Stürzebecher et al. 1993 zeigen (Stürzebecher et al. 1993). Ein weiterer Einflussfaktor stellt die Polarität des akustischen Reizes dar; es wird zwischen Druck (Condensation), Sog (Rarefaction) und alternierendem Modus unterschieden. Bei Stimuli in Rarefaction kommt es zu leicht größeren Amplituden und leicht kürzeren Latenzen als bei Stimuli in Condensation (Schwartz et al. 1990). Der Grund hierfür ist, dass sich die Basilarmembran bei Sog in Richtung der Scala media bewegt und so das Potential entlang der afferenten Hörnervenbahnen erzeugt wird. Stimuli mit Sog-Polarität starten die wechselnde Bewegung zwischen Sog und Druck mit der Sog-

Phase, weswegen das Potential etwas früher entsteht und leicht stärker ist (Picton 2011).

Des Weiteren spielen die Aufmerksamkeit und der Grad der Entspannung des Probanden und die Qualifikation des auswertenden Untersuchers eine große Rolle. Daher sind qualitätssichernde Maßnahmen von großer Bedeutung (Hoth et al. 2015).

Für die BERA kommen verschiedene akustische Stimuli zur Anwendung. Der Klick-Reiz ist der herkömmliche Stimulus. Es handelt sich um einen kurzen, breitbandigen Reiz von 100 μ s Dauer, welcher im Interstimulusintervall von etwa 30 - 100 ms abgespielt wird. Die Latenzen der erzeugten FAEPs liegen bei 1 - 10 ms, die Amplituden erreichen bis zu 1 μ V. Es wird ein Mittelwert aus 1000 - 2000 Einzelmessungen gebildet. Die Potentiale entstehen bei Klick-Stimuli nur zum Teil synchron, da die im Klick enthaltenen Einzelfrequenzen eine identische Phasenlage haben. Auf Grund der Laufzeit entlang der Cochlea sind die Latenzen tiefer Frequenzen länger als die Latenzen hoher Frequenzen. Somit kommt es meist zu zeitlich versetzten Überlagerungen der Einzelantworten und die Auswertung ist erschwert. (Consensus Development Conference und Springer-Verlag GmbH 2004; Ferm et al. 2013; Wendler et al. 2015; Interdisziplinäre Konsensus-Konferenz für das Neugeborenen-Hörscreening HNO 2004)

In den letzten Jahren werden zu BERA-Messungen zunehmend Chirp-Reize verwendet. Der in dieser Arbeit verwendete Breitband-CE-Chirp® ist ein Stimulus, welcher eine nahezu synchrone Erregung der Cochlea erreicht. Er kompensiert die Wanderwellenverzögerung, wodurch die Stereozilien der Haarzellen synchron ausgelenkt werden. Dies wird erreicht, indem die verschiedenen Frequenzen zeitversetzt, angepasst an ihre Wanderwellenverzögerung in der Cochlea, erzeugt werden (Dau et al. 2000; Elberling et al. 2007). Dabei entspricht die spektrale Zusammensetzung exakt der eines Klicks.

Chirp-Reize sind so konstruiert, dass sich ihr Frequenzgehalt proportional zum zeitlichen Verlauf stetig ändert. Tiefe Frequenzen, die entlang der Basilarmemb-

ran eine längere Laufzeit haben, werden zeitlich vor den hohen Frequenzen präsentiert. Dadurch können sich die einzelnen Reizantworten aus den stimulierten Frequenzanteilmereichen zeitgleich überlagern und es resultiert somit eine deutlich größere Summenantwort. (Elberling et al. 2007; Dau et al. 2000)

Ferm et al. (2013) zeigten, dass auch schmalbandige Chirps deutlich größere frequenzspezifische Antwort-Amplituden evozieren als traditionelle Tonbursts.

In der Praxis eignen sich zur Hörschwellenbestimmung sowohl Klick- als auch Chirp-Stimuli. (Zirn et al. 2014)

In der vorliegenden Arbeit werden sowohl Klick-Stimuli als auch ein breitbandiger Chirp (CE-Chirp®) und vier oktavbandbreite Chirps (Narrow Band CE-Chirps®) mit den Mittenfrequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, und 4 kHz verwendet.

Auditory steady state responses (ASSR)

Die ASSR sind akustische evozierte Potentiale, die überwiegend im Hirnstamm entstehen, und sich als Antwort auf einen sich periodisch wiederholenden akustischen Reiz darstellen. Es kommen NB CE-Chirps® zur akustischen Stimulation zur Anwendung, wobei eine deutlich höhere Reizrate angewandt wird (in der Regel 80 – 100 Stimuli/s). Dadurch befinden sich die neuronalen Strukturen der Hörbahn synchron zur Tonmodulation in einem aktivierten Zustand, Einzel-AEP-Antworten überlagern sich und es resultiert eine stabile (engl.: steady-state) Reizantwort, die solange andauert, wie der Reiz präsentiert wird. In der Antwort dominieren die FAEPs, mit denen die ASSR viele Eigenschaften, insbesondere die weitgehende Unabhängigkeit von der Vigilanz, gemein haben. ASSR haben eine hohe Frequenzstabilität und eignen sich daher gut für auf statistischen Methoden basierende automatische Auswertungen. Als besonders effizient erweisen sich hierbei Verfahren, die ASSR-Antworten im Spektralbereich mit sog. q-sample Tests auf Signifikanz prüfen (Cebulla et al. 2006).

Die ASSR-Messungen in der vorliegenden Arbeit dienen der objektiven frequenzspezifischen Hörschwellenbestimmung. Es können hierbei die vier Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz gleichzeitig getestet werden (Strutz und Mann 2010).

Bei den ASSR-Messungen werden die Antworten automatisiert von einem im System integrierten Nachweisalgorithmus ausgewertet. Im Gegensatz dazu erfolgt die Auswertung von BERA-Messungen subjektiv und sollte daher immer durch einen erfahrenen Untersucher erfolgen. Aus diesem Grund wurden für diese Arbeit alle BERA-Messergebnisse von erfahrenen Untersuchern kontrolliert.

Die ASSR sind bei der Hörschwellendiagnostik der ABR und Verhaltensaudiometrie (Behavioural Observation Audiometry, BOA) überlegen (Francois et al. 2016; Rance et al. 1998). Durch die höhere Frequenzspezifität, eine verbesserte Aussagekraft im Tieftonbereich und die automatisierte Auswertung haben die ASSR deutliche Vorteile gegenüber der BERA (Ehrmann-Müller et al. 2017). Die erhöhte Frequenzspezifität kommt durch die periodisch modulierte Darbietung des Stimulus und die daraus resultierende Schwingung der Basilarmembran in einem sehr engen Bereich zustande (Mrowinski und Scholz 2006).

1.3. Ziele der Arbeit und explorativ zu untersuchende Fragestellung

Standardmäßig werden für BERA- und ASSR-Messungen Einsteckhörer zur akustischen Reizdarbietung verwendet. Diese Methode hat in zwei Situationen Nachteile: Zum einen tolerieren Kleinkinder Einsteckhörer nur schlecht. Sie werden als unangenehm empfunden und können beim Einschlafen während der Untersuchung hinderlich sein (Francois et al. 2016). Zum anderen lassen sich bei Hörgerät-Trägern und Patienten mit Cochlea-Implantat keine Messung mit Einsteckhörern durchführen, da sich hier der schalltragende Teil der Geräte im Porus acusticus des Außenohrs befinden kann und des Weiteren der Schall durch ein Mikrophon außerhalb des Ohrs aufgenommen wird (Kießling et al. 2008). Dadurch sind hier die Durchführung von BERA- und ASSR-Messungen und damit die objektive Hörgerätüberprüfung bisher noch nicht zuverlässig möglich. Vor allem durch die Zunahme der Cochlea-Implantationen wäre dies jedoch wün-

schenswert. Zurzeit werden hierfür die subjektive Audiometrie (Verhaltensaudiometrie) in Kombination mit Fragebögen, der Freiburger Einsilbentest und Sondenmikrofon-Messungen angewandt (Hoppe 2016). Die Verhaltensaudiometrie bietet jedoch nur eine geringe Sensitivität und Spezifität, wie Baumann und Schorn 2001 zeigen konnten (Baumann und Schorn 2001). Sie unterliegt der ASSR und ABR (Ciorba et al. 2013, 2013). Bei der Sondenmikrofon-Messung wird die gewonnene Verstärkung von akustischen Reizen durch die Hörhilfe gemessen. Diese Messung gibt jedoch keinen Hinweis auf den tatsächlichen Hörindruck (Kießling et al. 2008).

Bei einer Schalldarbietung im Freifeld werden die akustischen Reize über Lautsprecher anstelle von Einsteckhörern dargeboten. Für die genannte Patientengruppe wäre die Hörschwellenmessung mit und ohne Hörgerät durch BERA- und ASSR-Messungen in einem Messaufbau im Freifeld von großem Vorteil und würde eine Überprüfung der Hörgeräteeinstellung erlauben.

Lena Sichelschmidt verglich 2011 Messungen miteinander, die mit und ohne Hörhilfen aufgenommen wurden. Es wurden Messungen mittels Chirp-BERA zunächst an einem sog. „Kopf- und Rumpfsimulator“ des Modells 4128-C von Brüel&Kjaer mit und ohne Hörhilfen durchgeführt und anschließend die gewonnenen Erkenntnisse an drei Probanden mit und ohne Hörhilfen überprüft. Hierbei ergaben sich Unterschiede der gemessenen Welle V nach Ausgleich der Laufzeiten der Hörhilfe. Generell war die Verifizierung von Hörhilfen mittels Chirp-BERA jedoch möglich. (Sichelschmidt 2011)

Tobias Wolter untersuchte 2005 in seiner Diplomarbeit, ob sich mittels ASSR die Hörschwelle über Luftleitung bestimmen ließe und wie sich Hörgeräte durch die ASSR anpassen ließen. Dabei verglich er herkömmliche Notched-Noise-BERA-Hörschwellen (NN-BERA) mit denen der ASSR und erkannte, dass sich die Hörschwellen nicht signifikant unterschieden. Allerdings seien der zeitliche Aufwand und die Fehleranfälligkeit der ASSR gegenüber der NN-BERA erhöht. Die Hörgeräteanpassung mit ASSR erschien grundsätzlich möglich. (Wolter 2015)

In der vorliegenden Arbeit wurde folgende explorativ zu untersuchende Fragestellung überprüft:

Die akustische Reizdarbietung im Freifeld ergibt gleichwertige und zuverlässige Messergebnisse im Vergleich zur akustischen Reizdarbietung über Einsteckhörer bei BERA- und ASSR-Messungen. Die Messergebnisse sollen äquivalent zu Standard-BERA-Ergebnissen sein und werden mit solchen verglichen.

Ziel ist die Definierung eines Messaufbaus im Freifeld. Dieser soll reproduzierbare Messungen erlauben und im Weiteren eine standardisierte klinische Anwendung vordergründig zur Evaluation von Hörhilfen ermöglichen.

Um das Ziel der Arbeit der Erstellung eines Messaufbaus zu erreichen, sind folgende Voruntersuchungen notwendig:

Zur akustischen Reizdarbietung für die Freifeldmessungen wird in Abwandlung zur Messung mit Einsteckhörern ein Lautsprecher verwendet, welcher sich in einem Meter Abstand zur Position des Ohrs des Probanden befindet. (Alle Messungen sollen an normalhörenden Probanden durchgeführt werden. Die Hörschwelle der Probanden wird hierfür per Tonaudiometrie im Vorfeld überprüft.) Die Pegelinstellungen des verwendeten Standardmesssystems waren für Messungen mit Einsteckhörern kalibriert. Daher muss der durch den Lautsprecher tatsächlich erzeugte Lautstärkepegel in einem Meter Abstand gemessen und ein für das verwendete Messsystem geeigneter Korrekturwert ermittelt werden.

Dazu werden BERA-Messungen je über Einsteckhörer und im Freifeld durchgeführt. An Hand typischer Merkmale der BERA - Antworten (Latenzen der Welle V) kann später einen Vergleich der gewonnenen Freifeld-Daten mit Standardwerten aus den Messungen mit Einsteckhörer erfolgen.

Des Weiteren soll ermittelt werden, welche Reizdarbietung, Klick oder Chirp, wird am besten für Freifeldmessungen geeignet ist. Dazu soll die Amplitude der Welle V ausgewertet werden. Der Reiz, welcher die größere Amplitude evoziert soll für die weiteren Messungen verwendet werden, da hier eine präzisere Auswertung möglich ist.

Aus diesen Voruntersuchungen erfolgt die Festlegung des Mess-Setup, in welchem die Pegeleinstellung im Freifeld, der geeignete akustische Reiz und die Voraussetzung zum Vergleich der Messergebnisse im Freifeld mit Standardwerten definiert sind.

Im Hauptteil der Untersuchungen wird das Mess-Setup in drei Messreihen von ASSR- und BERA-Messungen überprüft. In der ersten Messreihe erfolgt die Bestimmung der Latenz der Welle V über eine Standard-BERA mit Klick bei 60 dB HL. Die Latenzen werden mit Standardwerten verglichen. In der zweiten Messreihe werden BERA-Messungen mit schmalbandigen Chirps bei verschiedenen Pegeln und Frequenzen durchgeführt. Hier sollen Latenzen und Amplituden der Welle V ausgewertet und mit Standardwerten verglichen werden. In einer dritten Messreihe werden Hörschwellen durch ASSR-Messungen im Freifeld ermittelt. Diese Hörschwellen werden mit den tonaudiometrischen Hörschwellen der Probanden verglichen.

2. Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die Voraussetzungen der durchgeführten BERA- und ASSR- Messungen im Freifeld beschrieben. Um die Messergebnisse aus Freifeldmessungen mit Standard-Messungen über E-A-RTONE™ Einsteckhörer vergleichen zu können, wurden die Parameter Lautstärkepegel und Latenzen zwischen den Methoden theoretisch betrachtet. Es wurden Vergleichsmessungen durchgeführt, um die theoretischen Betrachtungen zu bestätigen. Die gewonnenen Ergebnisse verifizierten das gewählte Mess-Setup für Freifeldmessung.

Auf Basis der Voruntersuchungen wurden BERA – und ASSR – Messreihen an 20 Probanden im Freifeld durchgeführt und deren Ergebnisse im Hinblick auf Latenzen und Amplituden mit Normwerten aus der Literatur verglichen.

2.1. Probandenauswahl

Die Probanden wurden vor der Untersuchung über den Messablauf mit einem Aufklärungsbogens aufgeklärt (s. Anhang). Dieser beinhaltete Informationen über die Dauer der Messung, die angewandten Messarten und die Zusicherung auf Anonymität der Messergebnisse. Der Proband unterzeichnete den Aufklärungsbogen und erklärte sich damit mit Ablauf der Untersuchung und Auswertung seiner Messergebnisse einverstanden.

Da sich diese wissenschaftliche Arbeit mit der Hypothese beschäftigt, wie eine BERA-Messung im Freifeld im Vergleich zu einer konventionellen Einsteckhörer-Messung durchzuführen sei, war es sinnvoll, normalhörende Probanden zu untersuchen. Somit können die gewonnenen Ergebnisse leichter miteinander und mit Normwerten verglichen werden. Des Weiteren war es wichtig, Probanden zu wählen, die keine Atemwegserkrankungen haben, um Muskelartefakte während der Messung zu vermeiden (Francois et al. 2016).

Voraussetzung für die Teilnahme an der Studie war damit eine Normalhörigkeit der Probanden. Diese wurde mit einem vorrausgehenden Tonaudiogramm kontrolliert und gewährleistet. Als Benefit für den Probanden wurde dieser über das persönliche Hörvermögen aufgeklärt, was von den Probanden als positiv und interessant empfunden wurde.

Die Probanden konnten während der BERA- und ASSR-Messungen schlafen, da dies keine Beeinträchtigung bei der Gewinnung der FAEPs darstellt. Erst bei der diagnostischen Auswertung später auftretender Potentiale, welche oberhalb des Hirnstammes generiert werden, zeigten sich Unterschiede zwischen wachem und schlafendem Probanden (Amadeo und Shagass 1973).

Die Messungen sind für den Probanden gesundheitlich unbedenklich. Analog zu Erfahrungswerten der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde wurde die Messdauer von einer Stunde nicht überschritten.

In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt 20 normalhörende Probanden untersucht, von denen 37 % männlich und 63 % weiblich waren. Das Alter lag zwischen 22 und 53 Jahren, wobei der Median 24 Jahre betrug.

Zwei der Probanden stellten sich für beide Messreihen („Voruntersuchungen zur Verifizierung des Mess-Setups im Freifeld“ und „BERA- und ASSR- Messungen im Freifeld“) zur Verfügung.

Für die Voruntersuchungen zur Verifizierung des Mess-Setups wurden an sechs Probanden jeweils beide Ohren untersucht, sodass zwölf Messungen erfolgten.

Für die Messreihe BERA- und ASSR- Messungen im Freifeld standen 16 Probanden zur Verfügung. An vier Probanden wurden beide Ohren untersucht (diese Messungen fanden in zwei gesonderten Sitzungen statt, um eine Überlastung der Probanden zu vermeiden). Somit erfolgten insgesamt 20 Messungen.

Tonaudiogramm für Probandenauswahl

Zur Probandenauswahl wurde ein klassisches Tonaudiogramm durchgeführt. Hierdurch wurden die Probanden auf Normalhörigkeit getestet und damit zur Untersuchung zugelassen. Die Hörschwellen des Tonaudiogramms dienten des Weiteren als Referenzwerte zu den objektiv im Freifeld gemessenen Hörschwellen der ASSR-Messungen.

Ein Hörverlust bis maximal 10 dB wurde akzeptiert. Waren beide Ohren normalhörend, konnten beide in die Messung einbezogen werden.

Es wurde das MA33 PC-Audiometer (MAICO Diagnostics, Berlin) für die Messung und die Luftleitungshörer vom Typ Beyerdynamic DT 48 A verwendet. Alle Probanden waren normalhörend (kein Hörverlust von > 10 dB HL) und konnten in die Messungen einbezogen werden.

2.2. Ethikantrag

Um die Messungen an menschlichen Probanden durchführen zu können, wurde ein Ethikvotum der Ethik-Kommission der medizinischen Fakultät im Vorfeld eingeholt. Der Ethik-Kommissions-Antrag 132/15 wurde am 23.06.2015 bewilligt. Es wurden die Aufklärungsbögen „Probandeninformation zur ‚Untersuchung zu ASSR-Messungen im freien Schallfeld als Voraussetzung für die Überprüfung von Hörhilfeeinstellungen mit einem objektiven Hörprüfverfahren‘ “ und „Einwilligungserklärung des Probanden“ dem Ethikantrag beigefügt und entsprechend den Anmerkungen der Ethik-Kommission geringfügig angepasst. Die korrigierten Aufklärungsbögen dienten der Information über den Ablauf der zur Anwendung kommenden Messung und der schriftlichen Zustimmung der Probanden zur Teilnahme (Textdokumente s. Anlagen). Der Ethikantrag wurde ausschließlich für erwachsene Probanden gestellt und bewilligt.

Die Probanden wurden im Aufklärungsbogen über ihr Rücktrittsrecht, die Art und Dauer der Messungen und das Anbringen der nicht-invasiven Einwegelektroden informiert. Die Messung wurde nur bei Unterzeichnung durchgeführt.

2.3. Messmethodik

Schwerpunkt dieser Arbeit waren die BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld. Hierzu wurden theoretische Betrachtungen zum Schallfeld im Freifeld in Bezug auf Lautstärkepegel [dB nHL / dB HL] und AEP-Latenzen der Welle V [ms] angestellt. Diese wurden anschließend zum einen durch Lautstärkepegel-Messungen und zum anderen durch Standard-BERA- und Freifeld-Messungen überprüft. Der Aufbau des gewählten Mess-Setups im Freifeld wurde durch diese Voruntersuchungen bestätigt und wurde für alle folgenden ASSR- und BERA-Messungen im Freifeld verwendet.

2.3.1. Mess-Setup im Freifeld

Um für die BERA- und ASSR- Messung im Freifeld für die spätere klinische Anwendung eine Reproduzierbarkeit zu ermöglichen, wurde ein Mess-Setup definiert, welches durch die Voruntersuchungen überprüft wurde. Abbildung 5 zeigt das im Folgenden beschriebene Mess-Setup für Freifeld-Messungen.

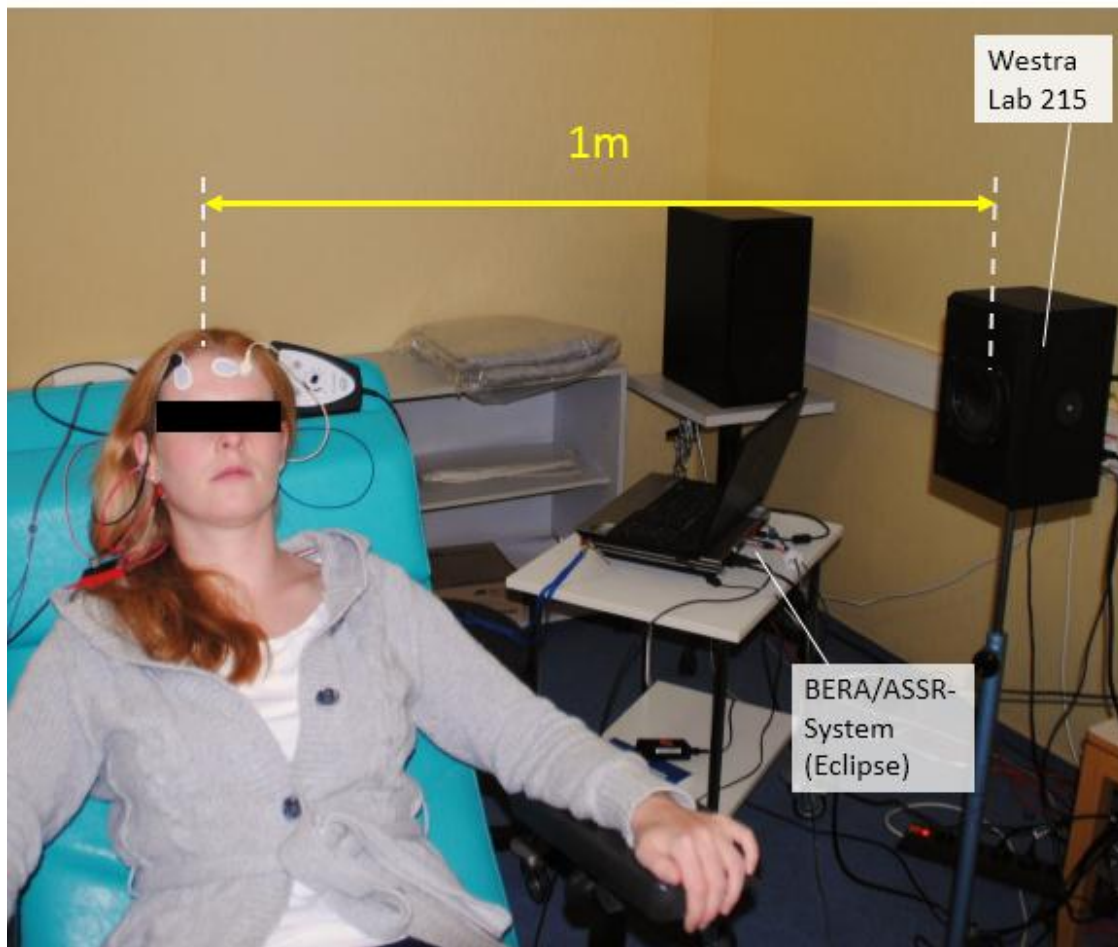


Abb. 5: Mess-Setup für eine Freifeld-Messung des linken Ohrs; Abstand Lautsprecher zu Kopfmitte 1 m, Winkel Kopf-Schallrichtung 90° (Abgebildet ist die Autorin)

Zur BERA- und ASSR-Messung wurde die Eclipse Hardware-Plattform der Firma Interacoustics A/S (Middelfart, Dänemark) verwendet, welche über einen USB-Anschluss mit einem Computer verbunden war. Das Eclipse-Mess-System wird jährlich gewartet und war somit korrekt kalibriert. Dieses Mess-System findet standardmäßig Anwendung in der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität Würzburg. In den vorliegenden Untersuchungen wurde mit der Patienten-Datenbank OtoAccess™ und den Softwaremodulen Interacoustics ASSR (Version 1.2.5.1) und Ep25 (Version 4.4.1.0) gearbeitet. Des Weiteren wurden folgende Anschlüsse genutzt: Kopfhörer-Ausgänge bei Messungen mit Einsteckhörern und Signaleingänge der ableitenden Elektroden mit zwischengeschaltetem Vorverstärker zur Registrierung des EEGs. Mit dem Eclipse-System

können mit dem gleichen Messaufbau sowohl BERA- als auch ASSR-Messungen durchgeführt werden.

Zur Reizdarbietung im Freifeld wurde eine aktive Lautsprecherbox vom Typ Westra Lab 215 verwendet. Diese war höhenverstellbar und wurde auf Höhe des Probandenohrs fixiert. Die Lautsprecherbox war in Anlehnung an die Norm für Sprachaudiometrie (DIN EN ISO 8253-3) im Freifeld 1 m vom Mittelpunkt des Kopfes des Probanden entfernt, um Nahfeldeffekte zu vermeiden (Arndt 2010). Dabei betrug der Winkel von Kopf zur Schallrichtung 90° . Der Vorteil hierbei ist, dass die Richtungswirkung der Hörgeräte bei Kindern in der Regel omnidirektional ist (Kramme 2007). Die Entfernung von 1 m wurde mit einem herkömmlichen Maßband zwischen dem Mittelpunkt der Lautsprechermembran und dem Mittelpunkt des Kopfes gemessen. Die Höhe des Lautsprechers wurde auf die Höhe des Ohrs angepasst, sodass zwischen Mittelpunkt der Lautsprechermembran und der Kopfmitte eine horizontale Linie gebildet wurde. Der Messstuhl stand in der Mitte des Raumes, der Blick des Probanden war vom Behandler abgewandt, um eine Ablenkung zu vermeiden.

Alle Messungen wurden in einer akustisch abgeschirmten audiologischen Kabine in der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen der Universität Würzburg durchgeführt. Der Raum ist doppelwandig, um Störschall von außen abzuschirmen, und mit dämmendem Material zur Minimierung von Schallreflexion ausgekleidet. Die Messkabine entspricht den Anforderungen nach DIN EN ISO 8253 Teil 1-3 (DIN EN ISO 8253-2; DIN EN ISO 8253-1; DIN EN ISO 8253-3).

2.3.2. Betrachtungen zu Freifeld-Messungen

Betrachtungen zum Lautstärkepegel im Freifeld

Um vergleichbare Messergebnisse zwischen der herkömmlichen Einsteckhörer-Methode und der Freifeld-Messung zu erreichen, muss der dargebotene Reizpegel über Einsteckhörer und im Freifeld am Ohr des Probanden verglichen werden.

Der elektrische Pegel am Ausgang der BERA-Anlage ist vom Hersteller für Einsteckhörer in nHL kalibriert. Das Messprogramm des Herstellers stellt somit exakt den Stimulationspegel für Einsteckhörer ein. Diese Kalibrierungseinstellung wurde für alle Freifeld-Messungen verwendet. Dadurch musste die Wandlereinstellung für die gesamte Studie nie geändert werden und es konnte nicht zu Fehleinstellungen kommen.

Mit einem Pegelmesser (B&K 2250) wurde der Lautstärkepegel des Kalibriertons (1 kHz, 100 dB SPL) in 1 m Abstand zur Lautsprecherbox gemessen. In einem Meter Entfernung kommt das Abstandsgesetz wie folgt zum tragen:

Theoretische Betrachtung zur Schallausbreitung

Eine Schallwelle breitet sich kugelförmig von ihrer Quelle (Freifeld-Box) aus. Der Radius r_1 der Lautsprechermembran beträgt 10 cm. Der gewünschte und durch unser Messprogramm eingestellte Schallpegel L_1 entsteht somit in 10 cm Entfernung zur Lautsprechermembran. Gemessen wurde der Schallpegel L_2 am Ohr des Probanden in der Entfernung von $r_2 = 1\text{m}$.

Breitet sich die Schallwelle im Raum aus, verliert sie mit zunehmendem Abstand zur Quelle an Schallintensität. Der Schallpegel nimmt ab.

Um den Schallpegel L_2 am Ohr des Probanden ermitteln zu können, bedient man sich des Entfernungsgesetzes für Schallenergie (Sengpiel 2015):

$$L_1 = L_2 - (20 \cdot \log\left(\frac{r_1}{r_2}\right))$$

Setzt man $r_1 = 0,1$ m und $r_2 = 1$ m ein, ergibt sich $\Delta L = 20$ dB.

Damit ist zu erwarten, dass der Schallpegel in 1 m Entfernung am Ohr etwa 20 dB leiser als der gewählte Schallpegel vor dem Lautsprecher ist.

Pegelvergleich zwischen Einsteckhörern und Freifeldlautsprechern

Messablauf: Das Eclipse-System liefert einen Kalibrierton von 1 kHz bei 100 dB SPL. Der Freifeldlautsprecher hat einen eigenen aktiven Verstärker (Aktivbox), der eine fest eingestellte Verstärkung realisiert. Der erzeugte Schallpegel wurde in 1m Abstand zur Freifeld-Box (Westra Lab 215) und direkt vor der Freifeld-Box durch den Pegelmesser (Typ 2250 G.4 des Herstellers Brüel & Kjær Sound & Vibration Measurement A/S) gemessen. Der Proband befand sich in 1m Abstand zur Freifeld-Box.

Messergebnis: An der Freifeld-Box zeigte sich sehr genau der gleiche Schallpegel wie für Einsteckhörereinstellung. In einem Meter Abstand war der Pegel um 19,6 dB leiser. Dies entsprach den vorangegangenen Pegelbetrachtungen.

Bestätigung des Mess-Setups: Die Messpegel mussten demnach bei allen Freifeld-Messungen in der Programmoberfläche um 20 dB (die Lautstärkepegel der Eclipse-Messeinheit können in Schritten von 5 dB gewählt werden) lauter voreingestellt werden, um am Ohr des Probanden den erwünschten Messpegel zu erzeugen.

Betrachtung zur Latenz im Freifeld

In dieser Arbeit wurde ausschließlich die Latenz der Welle V betrachtet. Die Latenz ist hauptsächlich vom Reizpegel abhängig, die Polarität des Reizes und die Reizrate beeinflussen sie ebenfalls. Mit Hilfe von Latenzmessungen sollte sichergestellt werden, dass sich Messungen im Freifeld und über Einsteckhörer nicht unterscheiden. Dabei wurde untersucht, ob die Reizdarbietung im Freifeld einen Einfluss auf die Latenz hat. Es ist davon auszugehen, dass sich bei Normalhörenden die Latenz bei gleichem Reizpegel nicht unterscheidet. Das heißt Pegelunterschiede würden durch Latenzunterschiede erkennbar werden. Im Mess-Setup im Freifeld legt der Schallreiz eine Strecke von 1 m von der Reizquelle zum Ohr durch Luft zurück. Bei Einsteckhörern legt der Schall in unserem Fall eine Strecke von 0,28 m durch den zuführenden Schallschlauch zurück. Daher musste von der Latenz beider Messungen eine konstante Schalllaufzeit subtrahiert werden.

Diese berechnete sich wie folgt:

Die Schallgeschwindigkeit in Luft bei 20°C und bei Normaldruck beträgt 343,2 m/s.

E-A-RTONE™ -	$\frac{343,2m}{1s} = \frac{0,28m}{x s}$
Einsteckhörer:	$\rightarrow x = 0,8ms$

Freifeld:	$\frac{343,2m}{1s} = \frac{1m}{x s}$
	$\rightarrow x = 2,9ms$

Da das Messsystem durch einen Wandler auf Einsteckhörer kalibriert ist, ist deren Schalllaufzeit von 0,8 ms bereits kompensiert. Die auf der Zeitachse des Messbildschirms angegebenen 0 ms entsprechen also den akustischen Gegebenheiten und damit den wahren Latenzen. Daraus folgt, dass von der Latenz im Freifeld zusätzlich nur noch 2,1 ms abgezogen werden müssen, um die Latenzen

mit Normwerten bzw. Einsteckhörer - Messungen vergleichen zu können. In Kapitel 2.3.4. wird diese Theorie anhand praktischer Untersuchungen überprüft und eine Schlussfolgerung für das Mess-Setup im Freifeld aus den Ergebnissen abgeleitet.

2.3.3. Messungen der BERA- und ASSR-Antworten

Die akustischen Stimuli für BERA- und ASSR-Messungen werden standardmäßig über Einsteckhörer dargeboten. In dieser Arbeit wurden als Referenz BERA-Messungen mit Einsteckhörern durchgeführt. Hierbei wurden E-A-RTONE™ Einsteckhörer des Herstellers Interacoustics A/S verwendet, welche im Folgenden auch Einsteckhörer genannt werden. Die dazu verwendeten Schaumstoff-Ohrstöpsel (Eartips Natus® neurology) sind Einmalartikel und passen sich dem Gehörgang an. Vorteile der Verwendung von Einsteckhörern sind unter anderem die Dämpfung von Störlärm, die Abschirmung des dargebotenen Signals im Ohr und die Vermeidung von Infektionen durch die Verwendung von Einmalartikeln.

Das kontralaterale Ohr wird mit 10 dB unterhalb des Reizpegels durch einen Einsteckhörer vertäubt. Erst ab einem Reizpegel von etwa 50 dB nHL wird über Knochenleitung ein Überhören möglich. Daher sollte ab einem Reizpegel von 50 dB nHL mit mindestens *Reizpegel - 50 dB* vertäubt werden, es gilt *Reizpegel - 50 dB = Vertäubungspegel* (Kramme 2007). In unserem Setup vertäubten wir mit einem *Reizpegel - 10 dB*, womit eine Maskierung des Reizes sichergestellt war.

Abbildung 6 zeigt schematisch den Standard-Messaufbau. Der akustische Reiz und die Vertäubung wurden über E-A-RTONE™ Einsteckhörer dargeboten. Beide Ohren konnten im gleichen Messaufbau nacheinander gemessen werden. Über die Hautelektroden wurden die BERA- /ASSR-Antworten abgeleitet und über den Vorverstärker zum Eclipse-Messsystem geführt.

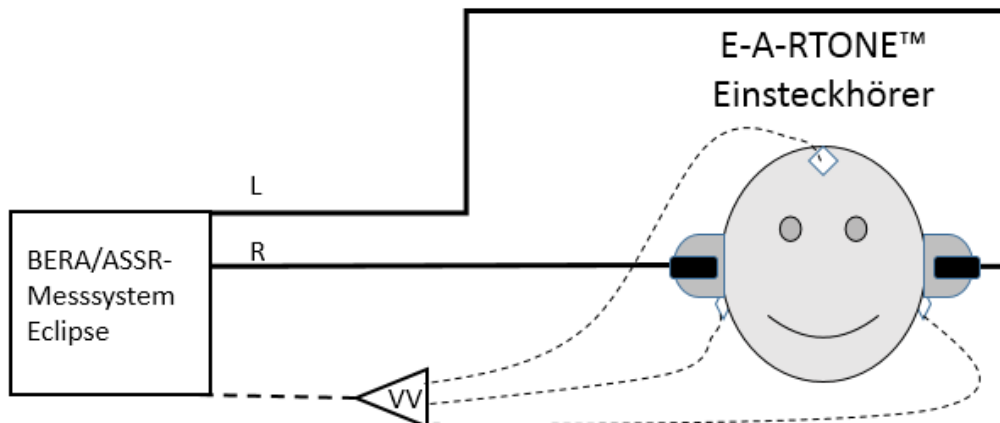


Abb. 6: Schematische Darstellung der Standard-Einsteckhörer-Messung mit E-A-RTONE™ Einsteckhörern rechts und links. Oberflächenelektroden an den Mastoiden und am Vertex. (L=Links, R=Rechts, VV=Vorverstärker)

Für die BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld wurde ein aktiver Audiometrie-Lautsprecher des Herstellers Westra Elektroakustik GmbH vom Typen Lab 215 (Westra Elektroakustik GmbH) verwendet.

Das kontralaterale Ohr wurde hier mit -10 dB nHL unterhalb des Reizpegels über einen Einsteckhörer vertäubt. Abbildung 7 zeigt eine schematische Darstellung des Messaufbaus. Das Mess-Setup für Freifeldmessungen wird in Kapitel 2.3.1 im Detail erläutert.

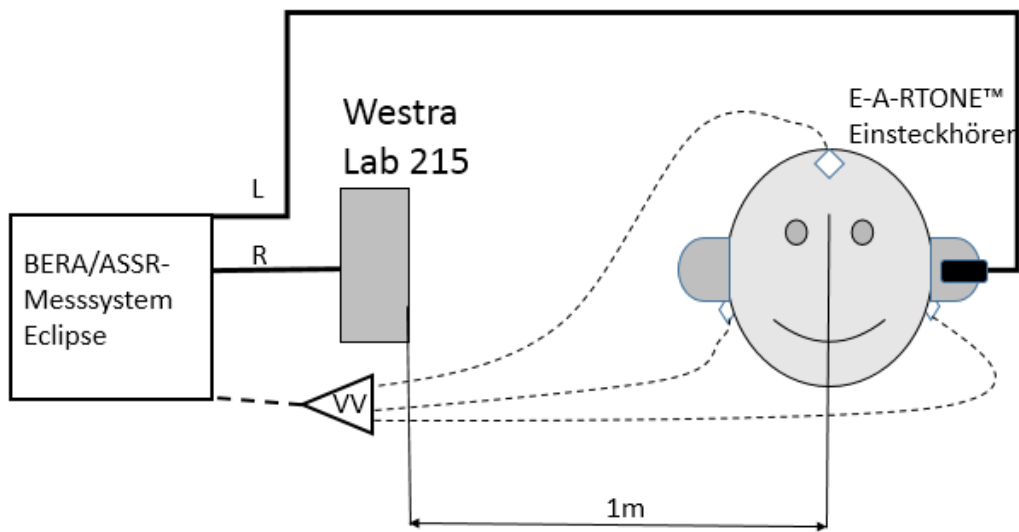


Abb. 7: Schematische Darstellung des Mess-Setups im Freifeld. Abstand Lautsprecher Westra Lab 215 zu Ohr 1m. E-A-RTONE™ Einsteckhörer zur Vertäubung links. Oberflächenelektroden an Mastoiden und Vertex. (L=links, R=rechts, VV= Vorverstärker)

Die Registrierung des EEGs erfolgte durch Oberflächenelektroden vom Typen Neuroline 72000® (PEG 15, Ambu®, Denmark). Insgesamt wurden vier Elektroden verwendet. Wie in Abbildung 8 dargestellt, wurde für die Ableitung der Hörbahnaktivität jeweils eine Elektrode auf den Mastoiden rechts und links positioniert, eine am Vertex und eine seitlich an der Stirn. Die Vertex-Elektrode war dabei der positive Pol, die am Mastoid des zu messenden Ohres der negative Pol. Die seitliche Stirnelektrode diente als Masse-Elektrode. Seitlich des Probandenkopfes ist der Vorverstärker zu sehen.

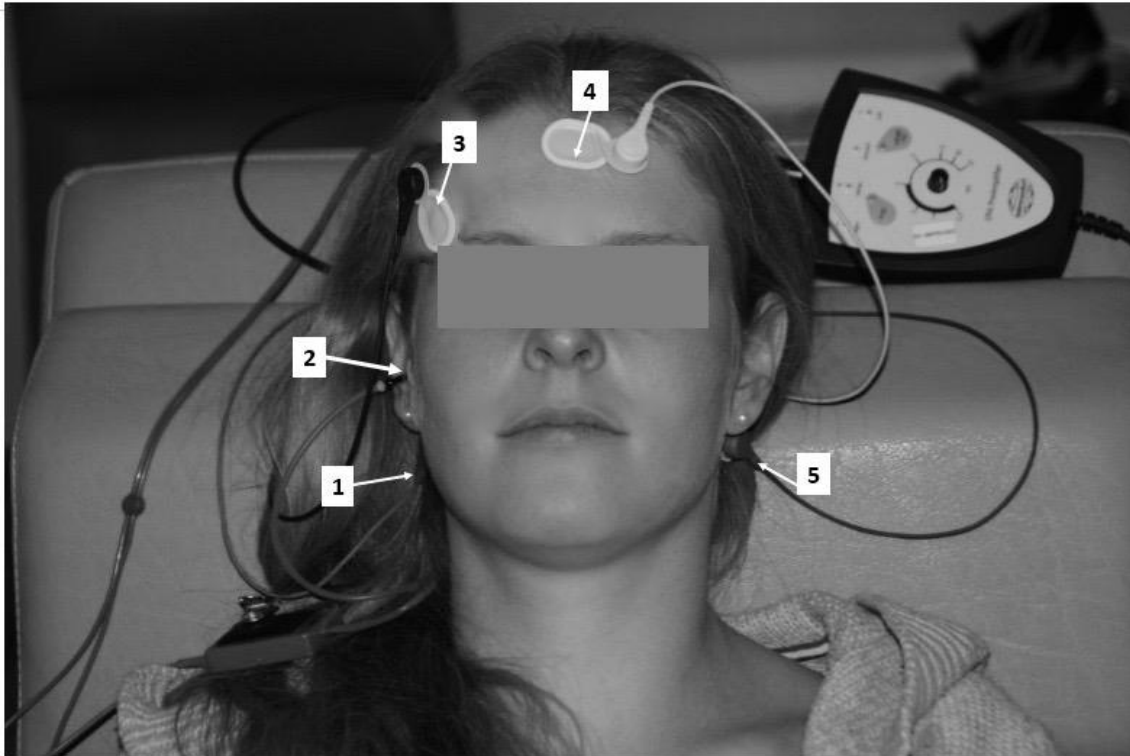


Abb. 8: Elektrodenposition einer FF-Messung des linken Ohrs. (1) Mastoid-Elektrode rechts, (2) E-A-RTONE™ Einsteckhörer zur Vertäubung, (3) Masse-Elektrode, (4) Vertex-Elektrode, (5) Mastoid-Elektrode links. (Abgebildet ist die Autorin)

Die ASSR-Messung wurde mit dem Programm ASSR 1.2.5.1 gemessen. Für die BERA-Messungen wurde das Programm EPxx 4.4 verwendet.

Bestimmen von Latenzen und Amplituden

Die BERA-Welle V wurde visuell lokalisiert und das Wellenmaximum und das darauffolgende Wellenminimum mit einem Cursor markiert. Anschließend konnten Amplituden [μV] und Latenzen [ms] notiert werden. Die Ergebnisse wurden durch erfahrene Untersucher in der Klinik überprüft.

Entspannung des Probanden

Für die Qualitätssicherung der BERA- und ASSR-Messung ist eine Entspannung des Probanden unabdingbar. In der Programmoberfläche im oberen Teil des Bildschirms wird das Echtzeit-EEG angezeigt. Daraus kann auf den Ruhezustand des Probanden und damit die Qualität der Messung geschlossen werden. Bei

einer roten EEG-Kurve ist die Rückweisungsschwelle (rejection level) durch Artefaktbildung zu gering. Dies kann bei angespannter Muskulatur des Probanden oder einer erhöhten Impedanz der Elektroden der Fall sein. Es war eine Artefaktschwelle von 40 μV eingestellt, diese musste bei unruhigen Probanden manuell auf 80 μV erhöht werden. Eine niedrige Rückweisungsschwelle ist anzustreben, da so weniger Artefakte in die Messung einbezogen werden. Ist der Proband während der Messung angespannt oder abgelenkt, könnte dies zu Artefakten führen. Muskelartefakte entspringen hauptsächlich einer angespannten Nackenmuskulatur, können aber bei zusammengepressten Zähnen auch von der Kaumuskulatur herrühren. Diese Artefakte können die Potentiale der Hörbahn überlagern und die Auswertung der AEPs erschweren.

Um die Entspannung des Probanden zu fördern, wurde ein bequemer Messstuhl eingesetzt. Der Proband konnte sich die Neigung des Stuhls und die Höhe des integrierten Nackenkissens auf seine Bedürfnisse individuell anpassen. Um Verspannungen im Nacken zu vermeiden, sollte der Proband nicht aufrecht sitzen. Des Weiteren wurde der Proband darüber aufgeklärt, dass keine aktive Mitarbeit, wie zum Beispiel genaues Hinhören, seinerseits nötig ist.

2.3.4. Voruntersuchungen zur Verifizierung des Mess-Setups im Freifeld

Programmeinstellungen

Für die durchgeführten Messungen wurden Messprotokolle im Vorfeld festgelegt, welche in der Eclipse hinterlegt wurden und so immer gleiche Voreinstellungen für alle Messungen sicherstellten. Das Mess-Template „WU.Schwelle.Klick“ wurde für die Messungen mit Klick-Stimulus festgelegt, „WU.Schwelle.Chirp“ für die CE-Chirp®-Messungen.

Die Voreinstellungen für beide Protokolle sahen wie folgt aus:

Die Polarität der akustischen Stimuli wurde auf „Rarefaction“ festgelegt. Diese Polarität hat größere Amplituden und die Latenzen sind kürzer. (Picton 2011)

Die Stimulusrate betrug 19,1 Stimuli/sec. Diese Rate wurde gewählt, da bei 20 Stimuli/sec ein Artefakt durch Netzbrummen bei 500 Hz entstehen würde. Mit 19,1 kamen wir nah an 20 Stimuli/sec., minimierten aber die Artefaktbildung.

Der Hochpassfilter (HPF) lag bei 33 Hz 6/oct, der Tiefpassfilter (LPF) bei 1500 Hz.

Für die Messungen im Freifeld mussten die Pegel immer um 20 dB erhöht werden, um die tatsächlich gewünschten Reizpegel am Ohr zu erreichen. Siehe dazu Kapitel 2.3.2..

Standard-BERA mit E-A-RTONE™ Einsteckhörern und Freifeld – BERA zum Vergleich von Amplituden und Latenzen

Um die in dieser Arbeit im Freifeld ermittelten Messergebnisse, also die gemessenen AEPs mit ausgewerteten Latenzen[ms] und Amplituden[μ V] der Welle V, mit Normwerten vergleichen zu können, mussten diese mit der herkömmlichen Standard-BERA mit Einsteckhörern verglichen werden. Für diesen Versuch wurden an sechs normalhörenden Probanden beide Ohren gemessen, also zwölf Messungen durchgeführt. Zusätzlich wurden jeweils verschiedene akustische Reize (Klick- und CE-Chirp®-Stimuli) dargeboten und diese Messergebnisse ebenfalls verglichen. Die Normalhörigkeit wurde durch ein Tonaudiogramm zuvor festgestellt.

Messablauf im Freifeld:

Das Mess-Setup wurde wie in Kapitel 2.3.1. beschrieben installiert.

Zunächst wurde als akustischer Stimulus der Klick-, anschließend der CE-Chirp® ausgewählt und über den Lautsprecher dargeboten. Für den Klick wurde das Mess-Template „WU.Schwelle.Klick“ und für den CE-Chirp® „WU.Schwelle.Chirp“ ausgewählt.

Der jeweilige Reiz wurde in den Lautstärken 60, 40, 20, 15 dB nHL absteigend dargeboten. Die Welle V trat nach Welle I und III mit vergleichbar großer Amplitude als positiver Peak auf und wurde mit dem Cursor am Wellenmaximum markiert. Sie trat mit einer Latenz von 6 - 10 ms am sichersten auf.

Messablauf Standard-BERA mit E-A-RTONE™ Einsteckhörern

Eine Standard-BERA-Messung mit Einsteckhörern wurde durchgeführt.

Die Voreinstellungen der Messprotokolle „WU.Schwelle.Klick“ und „WU.Schwelle.Chirp“ wurden analog zur Freifeld-Messung verwendet.

Es wurden die akustischen Stimuli Klick- und CE-Chirp® über den Einsteckhörer dargeboten. Die Pegel 60 dB, 40 dB, 30 dB, 20dB, 15 dB, 10 dB, 5 dB, 0 dB nHL wurden analog zur Freifeld-Messung jeweils absteigend dargeboten. Ebenfalls wurde in der erstellten Potentialkurve der Peak der Welle V markiert.

Messergebnisse Latenzvergleich BERA zwischen E-A-RTONE™ Einsteckhörer und Freifeld:

Die Messergebnisse werden im Ergebnisteil in Kapitel 3.2.2. statistisch analysiert und graphisch dargestellt.

Es zeigte sich, dass die Latenzen der Welle V im Freifeld um 2,1 ms später auftraten als die über Einsteckhörer gemessenen. Somit bestätigte sich die in Kapitel 2.3.2. aufgestellte Theorie.

Schlussfolgerung für das Mess-Setup: Beim Vergleich der Latenzen der Welle V aus Standard–Einsteckhörer–Messungen (bzw. Normwerten) und Freifeld-Messungen musste jeweils eine Latenzkorrektur um - 2,1 ms der Messergebnisse im Freifeld erfolgen (s. Kapitel 2.3.2.).

Messergebnisse Amplitudenvergleich von Klick – und CE-Chirp®-Stimuli im Freifeld:

Die Messergebnisse werden in Kapitel 3.2.3. statistisch ausgewertet und graphisch dargestellt.

Es zeigte sich, dass die Amplituden der Welle V für CE-Chirp®-Stimuli für alle Pegel größer waren als die der Klick-Stimuli.

Schlussfolgerung für das Mess-Setup: Die weiteren Messungen im Freifeld wurden mittels CE-Chirp®-Stimuli durchgeführt, da hier eine Auswertung der Welle V durch größere Amplituden erleichtert war.

2.3.5. Akustische Stimuli

Für die BERA-Messungen im Rahmen der Voruntersuchungen zur Bestätigung des Mess-Setups im Freifeld wurden als akustische Stimuli Klicks und CE-Chirps® verwendet. Die Polarität war Rarefaction (Sog), weil hier größere Amplituden zu erwarten sind (s. Grundlagen).

Für die im Hauptteil durchgeführten BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld wurden schmalbandige (NB) CE-Chirps® verwendet. Die Polarität war Rarefac-

tion. Zur Auswertung der gemessenen Daten wurden diese mit den vom Hersteller angegebenen Referenzwerten (s. Tabelle 1) verglichen. Die Latenzen der Freifeld-Messungen wurden vor dem Vergleich um 2.1 ms korrigiert. In Tabelle 1 sind die verwendeten Referenzwerte für Klick und CE-Chirp® aufgeführt.

Lautstärkepegel dB nHL	Klick		CE-Chirp®	
	Latenz Welle V [ms]	Abweichung [ms]	Latenz Welle V [ms]	Abweichung [ms]
10	8,35	0,55	8,68	0,45
20	7,7	0,47	8	0,41
30	7,13	0,41	7,34	0,39
40	6,63	0,36	6,7	0,4
50	6,2	0,32	6,09	0,44
60	5,85	0,29	5,5	0,51
70	5,57	0,27	4,93	0,61
80	5,36	0,26	4,93	0,74
90	5,23	0,26	3,86	0,9

Tab. 1: Normwerte der Welle V für CE-Chirp® und Klick-Reiz der Standard-BERA

Die Referenzwerte beziehen sich auf den breitbandigen CE-Chirp®, wohingegen in dieser Arbeit auch mit frequenzspezifischen NB CE-Chirps® gemessen wurde.

Abbildung 9 stellt das Ergebnis einer Loop Back (LBK15) - Messung dar. Eine Loop Back (LBK15) - Messung „ermöglicht eine einfache Überprüfung des Impedanzmesssystems, der Stimulusqualität und der Datenerfassung“ (Interacoustics A/S 2015). Es ist der zeitliche Verlauf eines CE-Chirps®, der NB CE-Chirps® bei Frequenzen von 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz und für einen Klick dargestellt. Man erkennt die vom Hersteller bereits durchgeführte Laufzeitkorrektur für den Einsteckhörer um 1 ms und die Berücksichtigung der Laufzeitverschiebung der einzelnen schmalbandigen Chirps, so dass die zu erwartende Latenz der Welle V für die vier Frequenzen normalhörig ist.

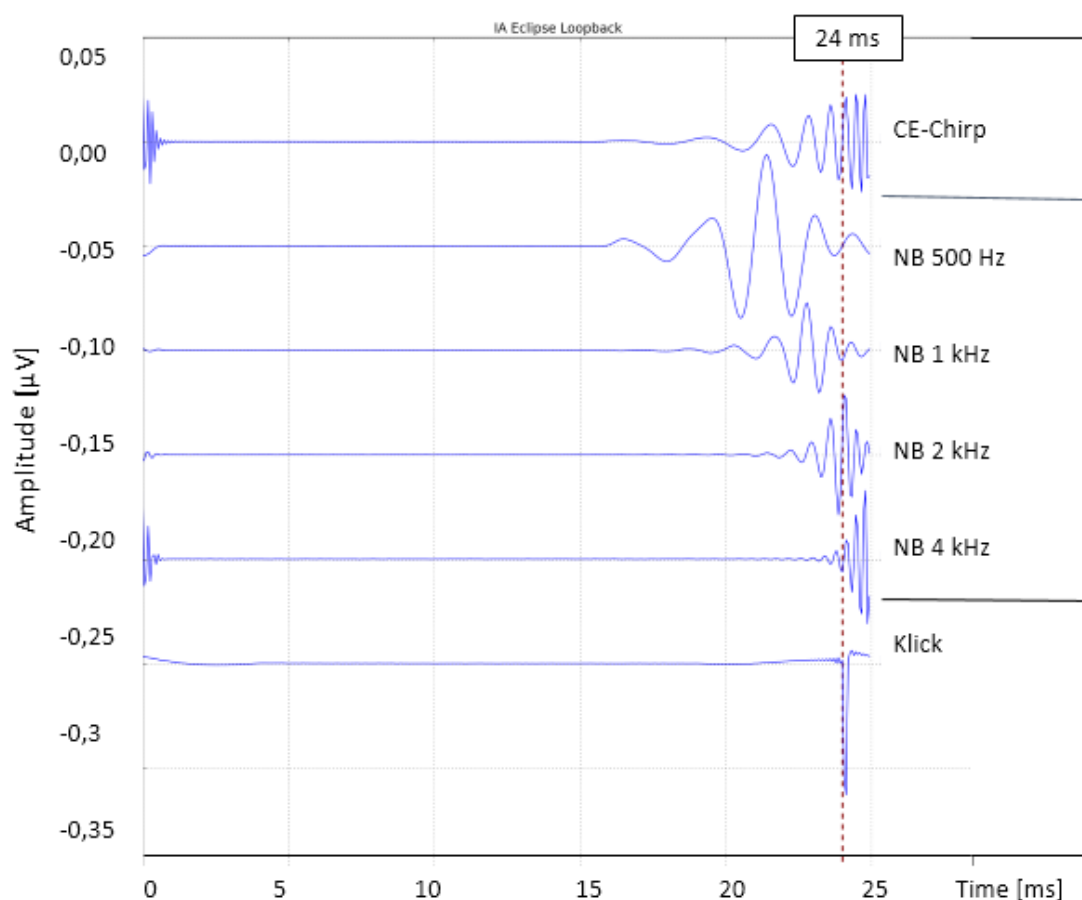


Abb. 9: Zeitlicher Verlauf der untersuchten Stimuli (CE-Chirp®, NB CE-Chirp® 500 Hz, NB CE-Chirp® 1 kHz, NB CE-Chirp® 2 kHz, NB CE-Chirp® 4 kHz, Klick), gemessen über ein Loop-Back-System (LBK15). Die Polarität ist Rarefaction, Reizrate 40 /s. (NB=Narrow Band)

Die vorgegebenen Referenzwerte beziehen sich auf den CE-Chirp®, weswegen der Mittelwert der Latenzen der NB CE-Chirp®-Messungen aus den verschiedenen Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4kHz gebildet werden kann. So waren die gemessenen Latenzen der Welle V der NB CE-Chirp® mit dem Referenzwert für den CE-Chirp® vergleichbar.

Die ASSR-Messungen wurden mit bandbegrenzten NB CE-Chirp®-Reizen (500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz) durchgeführt. Diese wurden alternierend zwischen Sog und Druck dargeboten, um das elektrische Stimulus-Artefakt zu reduzieren (Picton 2011). Dies ist auf Grund der automatischen ASSR-Erkennung besonders wichtig.

2.4. Messablauf BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld

Die BERA- und ASSR-Messungen wurden im festgelegten Mess-Setup (Kapitel 2.3.1.) im Freifeld durchgeführt.

Vorbereitungen:

Nachdem der Proband über den Messablauf aufgeklärt wurde und sich für die Messung bereit erklärte (Unterzeichnung Aufklärungsbogen), wurde vorab ein Tonaudiogramm aufgezeichnet. War dieses unauffällig, nahm der Proband auf dem Messstuhl Platz und stellte sich eine angenehme Sitzposition ein.

Vor dem Anbringen der Elektroden wurden die vorgesehenen Hautareale mit einem abrasiven Gel behandelt (D.O. Weaver NuPrep® Skin Prep Gel) (Weaver and Company 2014), um die oberste Hornschicht der Haut und Talg zu entfernen. Im Anschluss wurden die Elektroden positioniert und die Impedanz gemessen. Es wurde eine niedrige Impedanz angestrebt, um ein mögliches Störungsrauschen zu verringern und die Rückweisungsschwelle (rejection level) im Echtzeit-EEG klein zu halten. Für alle Messungen wurde eine Impedanz von unter 3 kOhm

akzeptiert. War die Impedanz zu hoch, musste die entsprechende Hautstelle erneut behandelt werden, die Elektrode umgeklebt oder eine neue Elektrode angebracht werden.

Der Vorverstärker wurde auf der Kopfstütze des Messstuhls positioniert. Zusätzliche elektrische Quellen sollten ausgeschaltet werden, um elektrische Störsignale zu vermeiden.

Es wurden im Folgenden drei verschiedene Messmethoden im beschriebenen Mess-Setup durchgeführt. Zu Beginn wurde eine BERA-Messung bei 60 dB nHL mit Klick-Reiz durchgeführt, anschließend eine BERA-Messreihe bei 60 und 40 dB nHL mit NB CE-Chirp®-Reizen bei verschiedenen Frequenzen und im Anschluss eine Hörschwellenbestimmung mittels ASSR.

BERA-Messungen im Freifeld

Messmethode 1: Standard-BERA-Messung mit Klick

Zunächst erfolgte eine Klickmessung bei einem Lautstärke-Pegel von 60 dB HL. Die Stimulusrate lag bei 19,1 Stim./sec, die Reiz-Polarität war Rarefaction. Die Zahl der Mittelungen lag bei 1200 Einzelmessungen. Das Gegenohr wurde mit -10 dB unter dem Reizpegel vertäubt.

Messmethode 2: NB CE-Chirp®-Messreihe

Die zweite Messung erfolgte mittels Schmalband-Chirps (NB CE-Chirp®). Es wurden die Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz nacheinander ausgewählt. Zu jeder Frequenz wurden die Pegel 60 dB nHL und 40 dB nHL nacheinander gemessen. Insgesamt entstanden so acht Messkurven und es wurde jeweils die Welle V markiert. Die Stimulusrate betrug 19,1 Stim./sec, die Anzahl der Mittelungen betrug 1200. Die Reiz- Polarität war Rarefaction.

ASSR-Messungen im Freifeld

Die dritte Messmethode wurde mit dem ASSR-Messmodul durchgeführt. Die Auswertung der Antworten erfolgte automatisiert durch einen integrierten Auswertungsalgorithmus. Die Methode startete bei einem Reizpegel von 20 dB nHL und wurde mit absteigenden Pegeln in Schritten von 10 dB nHL fortgesetzt. Konnte keine Antwort mehr ermittelt werden, war die Hörschwelle des Probanden erreicht und die Messung abgeschlossen. Sobald bei einem Pegel keine Antwort mehr erfolgte, wurde ein Pegel um 5 dB lauter abgespielt. Erfolgte hier ebenfalls kein Nachweis, wurde der zuvor gemessene Lautstärkepegel als Hörschwelle registriert. Erfolgte eine Antwort, so lag bei eben diesem Pegel die Hörschwelle. Es wurden schmalbandige Chirps präsentiert und die vier Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz gemessen. Das Gegenohr wurde hierbei nicht vertäubt, da die Abschirmung durch den im kontralateralen Ohr eingesteckten Einsteckhörer bei den schwelennahen Messungen ausreichte.

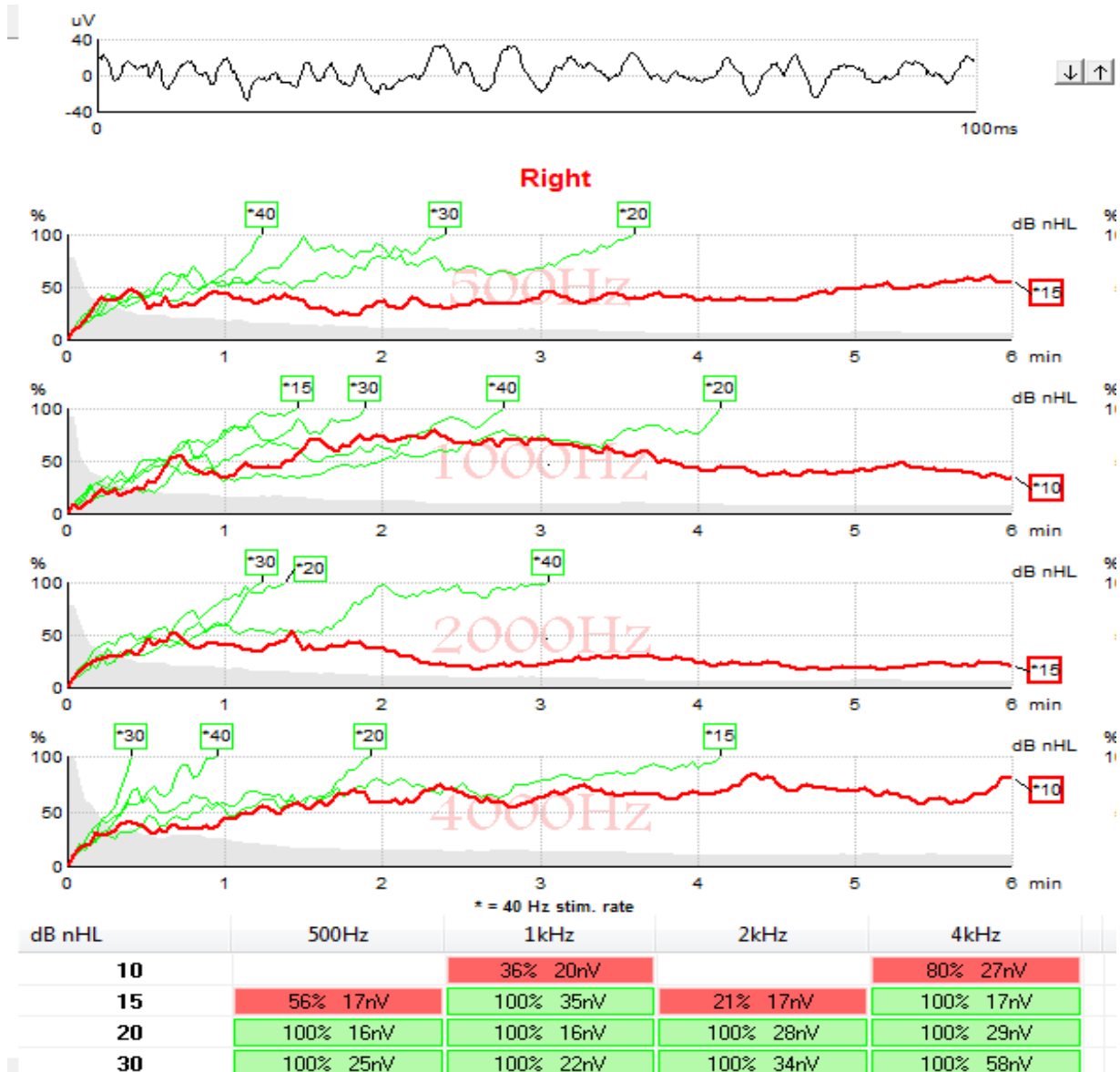


Abb. 10: Screenshot einer Hörschwellenmessung mittels Freifeld – ASSR am rechten Ohr eines normalhörenden Probanden. Es wurden die Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz mit schmalbandigen Chirps verwendet. (stim. rate= Stimulus Rate)

Abbildung 10 zeigt beispielhaft eine ASSR-Messung im Freifeld am rechten Ohr eines normalhörenden Probanden. Es wurden die Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz mit schmalbandigen Chirps gemessen. Da die Messung im Frei-

feld durchgeführt wurde, müssen zur Auswertung der Hörschwellen die dargestellten Pegel um 20 dB nachträglich korrigiert werden. Dementsprechend lagen die Hörschwellen bei 500 Hz und 2 kHz bei 0 dB nHL, und bei 1 kHz und 4 kHz bei -5 dB nHL.

Insgesamt dauert die oben beschriebene BERA – und ASSR –Sitzung im Freifeld ca. eine Stunde.

2.5. Statistische Datenanalyse

Zur statistischen Datenauswertung und zur Erstellung von Graphen und Tabellen wurden die Programme Microsoft Excel® 2013 und IBM SPSS Statistics 23.0 verwendet.

Zur Auswertung der gewonnenen Messdaten (Latenzen und Amplituden der BERA-Messungen, Hörschwellen der ASSR und Tonaudiogramme) wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Zur Veranschaulichung der Daten wurden Tabellen und Graphen erstellt. Fehlende Daten kamen durch nicht auswertbare Ergebnisse zustande. Die fehlenden Daten wurden nicht aufgefüllt.

Test auf Normalverteilung

Die Daten wurden grundsätzlich mit dem Shapiro-Wilk-Test (Sachs 2004; Holling und Gediga 2016) auf Normalverteilung geprüft, um entscheiden zu können, welches Testverfahren zu Anwendung kam. Die Nullhypothese besagt, dass die Stichprobe normalverteilt ist und einer normalverteilten Grundgesamtheit entstammt. Es wurde ein Signifikanzniveau von 5 % festgelegt. Die Nullhypothese konnte daher bei einer Signifikanz von $p > 0,05$ angenommen werden.

Die statistische Auswertung soll ermitteln, ob Stichproben, welche beispielsweise durch verschiedene Messverfahren gewonnen wurden, einer gemeinsamen Grundgesamtheit entstammen, bzw testen, ob keine signifikanten Unterschiede zwischen den Stichproben vorliegen.

Normalverteilte Stichproben:

- t-Test mit einer Stichprobe

Beim Vergleich einer Stichprobe mit einem Zahlenwert, z.B. einem Normwert, wurde bei Normalverteilung der Stichprobe ein Einstichproben - t-Test angewandt. Die Anwendung und Schlussfolgerung folgte den gleichen Voraussetzungen eines normalen t-Tests. Der t-Test mit einer Stichprobe wurde zur Auswertung der Messreihe NB CE-Chirp im Freifeld angewandt, da hier mit einem Normwert verglichen wurde (s. Kapitel 3.3.1)

- t-Test für gepaarte Stichproben

Bei zwei normalverteilten Stichproben, welche abhängig voneinander waren, wurde der parametrische t-Test für gepaarte Stichproben angewandt. Dieser vergleicht die ermittelten Mittelwerte der verschiedenen Messarten auf signifikante Unterschiede. Die Nullhypothese lautet: die auf verschiedene Weise ermittelten Daten unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Die Nullhypothese konnte bei $p > 0,05$ angenommen, bei einer Signifikanz von $p < 0,05$ abgelehnt werden.

Nicht – normalverteilte Stichproben

Bei zwei Stichproben, welche nicht normalverteilt waren, wurde der nicht parametrische zweiseitige Wilcoxon-Rangsummentest angewandt (Bortz und Lienert 1998). Die Nullhypothese besagt, dass sich die Stichproben nicht signifikant unterscheiden. Die Nullhypothese wurde beibehalten, wenn $p > 0,05$, bei $p < 0,05$ wurde sie abgelehnt.

Der t-Test für gepaarte Stichproben wurde beim Vergleich der Latenzen zwischen Einsteckhörer- und Freifeld-Messung bei jeweils Klick- und CE-Chirp®-Stimulus angewandt, um die beiden normalverteilten Gruppen hier auf signifikante Korrelation zu testen. Bei diesem Vergleich Einsteckhörer- und Freifeld-

Messung mit Klick-Stimulus war die Stichprobe bei 50 dB nHL nicht normalverteilt, weswegen hier der nicht parametrische Wilcoxon-Rangsummentest durchgeführt wurde (s. Kapitel 3.2.2). Des Weiteren wurde der t-Test beim Vergleich der Amplituden zwischen Klick- und Chirp-Stimulus im Freifeld gemessen angewandt, um hier auf signifikante Unterschiede der normalverteilten Gruppen zu testen (s. Kapitel 3.2.3)

Mehrfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA)

Zur statistischen Auswertung von mehr als zwei Stichproben wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse (2way-ANOVA) durchgeführt. Diese erlaubt es, eine abhängige Variable (Zielvariable) durch zwei Faktoren und deren Faktorstufen zu erklären. Durch die Faktoren und deren Faktorstufen lassen sich Gruppen definieren, die anschließend paarweise auf signifikante Unterschiede untereinander getestet werden können. Die Zielvariable sollte dabei in diesen Gruppen normalverteilt sein. Hierbei gilt ebenfalls das Signifikanzniveau von 5 %. Die Nullhypothese besagt, dass die verglichenen Stichproben signifikant übereinstimmen. Bei einem p-Wert von $p < 0,05$ musste die Nullhypothese verworfen werden, bei $p > 0,05$ konnte sie angenommen werden.

Zur statistischen Auswertung des Vergleichs der Hörschwellen aus Tonaudiogramm und ASSR wurde eine 2way-ANOVA durchgeführt. Die Zielvariable stellt hierbei die ermittelte Hörschwelle dar.

Faktor A ist der Parameter „Messtyp“. Dabei stellt die subjektive Tonaudiometrie die Faktorstufe A1, die Messung der ASSR-Kurven im Freifeld die Faktorstufe A2 dar.

Faktor B bildet die verschiedenen Frequenzen ab. Faktorstufe B1 = 500 Hz, B2 = 1 kHz, B3 = 2 kHz, B4 = 4 kHz.

Mittels der 2way-ANOVA lassen sich die verschiedenen Stichproben definiert durch die Faktoren auf signifikante Unterschiede vergleichen. Dabei wird das Signifikanzniveau auf 5 % festgelegt. Bei einem Signifikanzwert von $p > 0,05$ kann

die Nullhypothese angenommen werden, die Stichproben stimmen signifikant überein.

Die Voraussetzung der Normalverteilung zur Durchführung der Varianzanalyse wurde mit dem One-Sample Kolmogorov-Smirnov-Test (Sachs 2004) geprüft. Dabei wird das Signifikanzniveau auf 5 % festgelegt. Bei einem Signifikanzwert von $p > 0,05$ kann die Nullhypothese angenommen werden, die Stichproben stimmen signifikant überein. Dies wurde beim Vergleich der Hörschwellen zwischen subjektivem Tonaudiogramm und objektivem ASSR-Tonaudiogramm angewandt, da hier für vier Frequenzen vier Pegelwerte untereinander unabhängig zu vergleichen waren. Es wurde getestet, ob sich die Proben signifikant unterscheiden (s. Kapitel 3.3.2). (Held et al. 2013)

3. Ergebnisse

3.1. Auswertung der Tonaudiogramme

Das Tonaudiogramm sicherte die Normalhörigkeit der Probanden, was Voraussetzung für die Teilnahme an den BERA- und ASSR-Messungen war. Das Tonaudiogramm wurde von 20 Probanden ermittelt. Als normalhörend galten alle Probanden mit einem Hörverlust <10 dB HL.

Die Daten sind normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). In Tabelle 2 sind Mittelwerte und Standardabweichung der Tonaudiogramme dargestellt. Alle Probanden waren normalhörig und erfüllten somit die Bedingung zur Teilnahme an den Untersuchungen im Freifeld.

Frequenz	N	MW [dB]	SD [dB]
500 Hz	20	3,5	4,01
1 kHz	20	4,25	2,94
2 kHz	20	3	4,1
4 kHz	20	2,25	4,13

Tab. 2: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Hörschwellen [dB] aus Tonaudiogrammen der Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz von N=20 Probanden. Die Probanden waren normalhörig.

Die Ergebnisse der Hörschwellen wurden des weiteren als Referenzwerte im „Hörschwellenvergleich zwischen ASSR und Tonaudiogramm“ (Kapitel 3.3.2) verwendet, um zu überprüfen, ob mit ASSR-Messungen im Freifeld äquivalente Hörschwellen zum herkömmlichen Tonaudiogramm ermittelt werden können.

3.2. Untersuchungen zur Überprüfung der Messmethodik

Die Voruntersuchungen dienten der Überprüfung des Mess-Setups bei BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld. Dieses Mess-Setup war Grundlage der folgenden Hauptuntersuchung in dieser Arbeit.

3.2.1. Vergleich Lautstärkepegel zwischen BERA mit Einsteckhörern und im Freifeld

Wie in Kapitel 2.3.4. beschrieben mussten im Freifeld der Stimulus–Lautstärkepegel um 20 dB lauter voreingestellt werden und die Latenzen um 2,1 ms korrigiert werden.

Abbildung 11 zeigt den Kurvenverlauf einer Standard–BERA mit Einsteckhörern links und einer BERA im Freifeld rechts. Über Einsteckhörer wurden die Pegel 30, 40, 50, 60 dB verwendet und jeweils die Welle V markiert. Im Freifeld wurden die Pegel -5, 0, 15, 20, 30, 40, 50 dB nHL verwendet und ebenfalls jeweils die Welle V markiert. In Abbildung 11 ist eine Beispielkurve abgebildet. Es wurden die Lautstärkepegel bereits um 20 dB und die Zeitskala um 2,1 ms korrigiert.

Bei 0 dB wurde im Freifeld, wie zu erwarten war, die Hörschwelle erreicht.

3.2.2. Latenzvergleich zwischen BERA mit Einsteckhörern und im Freifeld

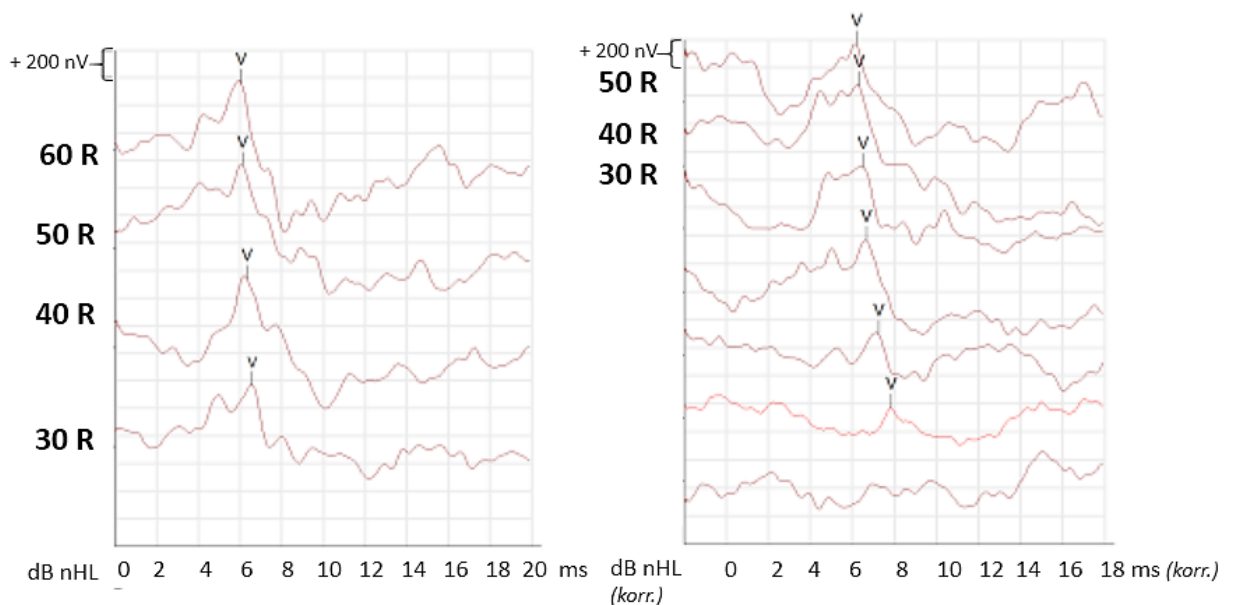


Abb. 11: Beispielkurven BERA; E-A-RTONE™ Einsteckhörer (links) und Freifeld (rechts) mit Klickreizen gemessen. Im Freifeld sind die Pegel [dB nHL] (y-Achse) und die Latenzen [ms] (x-Achse) korrigiert. Die Latenzen der Welle V sind jeweils markiert (V). Die Latenzen sind bei 50, 40, 30 dB nHL identisch. (Korr.=Korrigierte Werte für Latenz und Pegel, R= Rechtes Ohr)

Abbildung 11 zeigt beispielhaft, dass die Latenz der Welle V im Freifeld gemessen (nach Korrektur der Latenz um 2,1 ms) identisch war zur Einsteckhörer-Methode. Des Weiteren lässt sich erkennen, dass die Latenzen mit sinkendem Reizpegel in beiden Darstellungen später auftraten.

Die Messungen ergaben insgesamt, dass die Latenzen der Welle V der Freifeldmessung im Durchschnitt bei Klickreizen um 1,89 ms und bei Chirpreizen um 2,1 ms verspätet auftraten. Dieses Messergebnis bestätigt die in Kapitel 2.3.2. aufgestellten theoretischen Betrachtungen.

Für alle folgenden Auswertungen wurden bei Freifeldmessungen die Latenzen um -2,1 ms und der Pegel um -20 dB korrigiert, um die Ergebnisse mit Standardwerten und Einsteckhörer-Messungen besser vergleichen zu können.

Messergebnisse und statistische Auswertung für CE-Chirp® - Reize

Pegel	E-A-RTONE™ Einsteckhörer			Freifeld		
	N	MW[ms]	SD[ms]	N	MW[ms]	SD[ms]
60 dB nHL	8	5,42	0,57	2	5,94	0,23
50 dB nHL	8	6,28	0,83	5	6,25	0,27
40 dB nHL	9	6,76	0,66	8	6,70	0,19
30 dB nHL	8	7,3	0,82	7	7,12	0,27

Tab. 3: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Latenzen [ms] der Welle V im Freifeld und über E-A-RTONE™ Einsteckhörer gemessen für CE-Chirp®-Reize bei Reizpegeln von 30 dB nHL bis 60 dB nHL. N = Anzahl der Probanden. Die Latenzen unterschieden sich nicht signifikant.

Die Werte sind normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). Es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen für die Gruppen E-A-RTONE™-Einsteckhörer und Freifeld für jeweils die Reizpegel 60, 50, 40, 30 dB nHL gebildet. Tabelle 3 zeigt, dass die Latenzen der Welle V mit sinkendem Reizpegel von 5,42 ms (Einsteckhörer) / 5,94 ms (Freifeld) bei 60 dB nHL auf 6,76 ms (Einsteckhörer) / 6,7 ms (Freifeld) bei 40 dB nHL länger wurden. Da es sich lediglich um Voruntersuchungen zur

Bestätigung des Mess-Setups handelte, wurden zum Teil weniger Probanden untersucht. Es bestanden keine großen Abweichungen zwischen den Latenzen der Welle V bei den jeweils gemessenen Pegeln. Der größte Unterschied bestand bei 60 dB nHL mit 0,52 ms, der kleinste bei 50 dB nHL mit 0,03 ms.

Die vorliegenden Stichproben zeigten sich als normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). Es folgte ein gepaarter t-Test, welcher die verbundenen Stichproben Einsteckhörer und Freifeld auf signifikante Übereinstimmung prüfte.

Alle errechneten p-Werte lagen bei $p > 0,05$ (60 dB nHL ($p = 0,332$), 50 dB nHL ($p = 0,651$), 40 dB nHL ($p = 0,872$) 30 dB nHL ($p = 0,575$)), weswegen die Nullhypothese angenommen werden konnte. Die Latenzen der Welle V unterschieden sich dem zufolge nicht signifikant.

Messergebnisse und statistische Auswertung für Klick-Reize

Pegel	E-A-RTONE™ Einsteckhörer			Freifeld		
	N	MW[ms]	SD[ms]	N	MW[ms]	SD[ms]
60 dB nHL	10	5,71	0,31	4	5,66	0,57
50 dB nHL	10	6,05	0,29	8	5,99	0,2
40 dB nHL	10	6,5	0,24	10	6,09	0,29
30 dB nHL	9	6,7	0,25	10	6,39	0,26

Tab. 4: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Latenzen [ms] der Welle V im Freifeld und über E-A-RTONE™ Einsteckhörer gemessen für Klick-Reize bei Reizpegeln von 30 dB nHL bis 60 dB nHL. N = Anzahl der Probanden. Die Latenzen unterschieden sich nicht signifikant.

Die Klick-Reiz-Messungen wurden für überschwellige Reize im Rahmen der Voruntersuchungen zur Bestätigung des Mess-Setups durchgeführt. Hierfür war eine geringere Anzahl an Probanden ausreichend. In Tabelle 4 ist abzulesen, dass die mit Klick-Reizen erzeugten Latenzen der Welle V mit sinkendem Reizpegel

von 5,71 ms(Einsteckhörer) / 5,66 ms(Freifeld) bei 60 dB nHL auf 6,5 ms(Einsteckhörer) / 6,09 ms(Freifeld) bei 40 dB nHL ebenfalls länger wurden.

Es zeigte sich, dass zwischen den Latenzen bei Klick-Reizen keine großen Abweichungen zwischen der Darbietung über Einsteckhörer und im Freifeld bestanden. Die größte Differenz bestand bei 60 dB nHL mit 0,05 ms Latenzunterschied.

Es wurde der Mittelwert und die Standardabweichung aller Daten gebildet. Bis auf eine Stichprobe (50 dB nHL im FF) waren die Werte normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). Dennoch wurde bei 50 dB nHL im FF der Mittelwert gebildet, da dieser eine höhere Effizienz gegenüber dem Median besitzt. Dementsprechend wurde für die Stichprobe bei 50 dB nHL der Wilcoxon-Rangsummentest durchgeführt. Für die anderen Stichproben wurde der t-Test zur Signifikanzprüfung eingesetzt. Die errechneten p-Werte lagen bei $p > 0,05$ (60 dB nHL ($p = 0,97$), 50 dB nHL ($p = 0,672$), 40 dB nHL ($p = 0,223$), 30 dB nHL ($p = 0,938$)). Es zeigte sich, dass bei einem festgelegten Signifikanzniveau von 5 % keine signifikanten Unterschiede zwischen den Stichproben bestanden.

3.2.3. Vergleich der Antwortamplituden bei Klick- und CE-Chirp®-Stimuli im Freifeld

Aus der Literatur ist bekannt, dass CE-Chirp®-Stimuli größere Amplituden in der Reizantwort der BERA-Kurve als Klick-Stimuli erzeugen (Elberling et al. 2010). Dadurch kann die Welle V zur klinischen Auswertung besser identifiziert werden. Ziel dieser Messung war es, zu evaluieren, ob im Freifeld durch Nutzung des CE-Chirp®-Stimulus im Gegensatz zum Klick-Stimulus ebenfalls größere Amplituden erzeugt werden können. Es wurde die Amplitude der Welle V ausgewertet. Die Proben waren normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test), es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen gebildet.

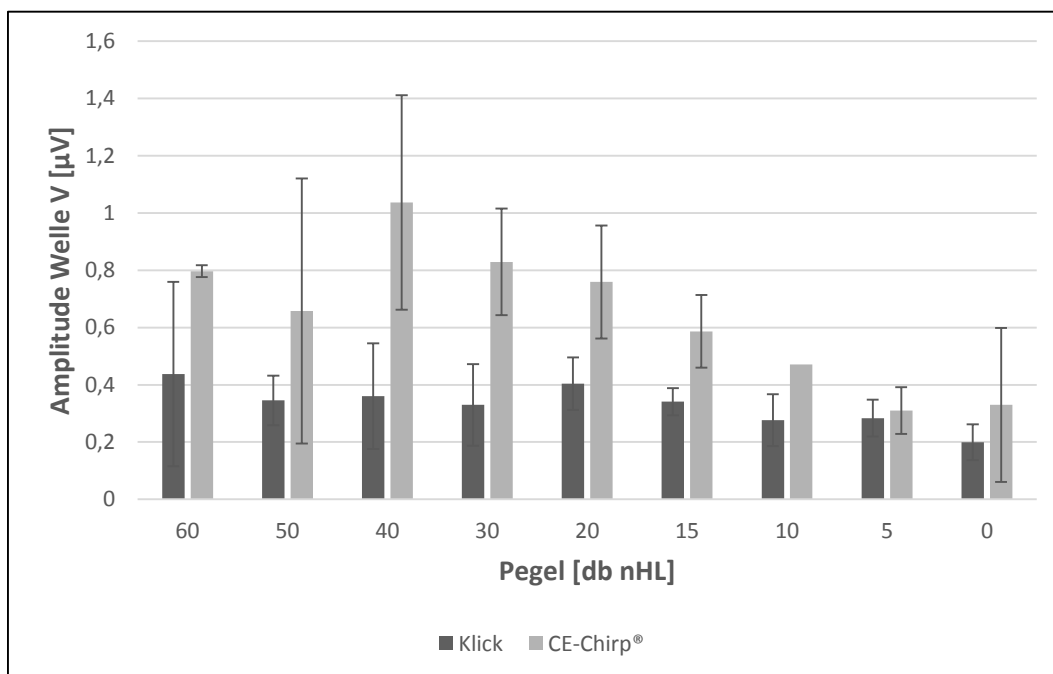


Abb. 12: Graphische Darstellung der Mittelwerte (Balken) und Standardabweichungen (Fehlerbalken) der Amplituden der Welle V [μV] bei Reizdarbietung Klick (schwarz) und CE-Chirp® (grau) bei Reizpegeln von 60 dB nHL bis 0 dB nHL im Freifeld. Die Amplituden der CE-Chirps waren signifikant größer als die der Klicks.

Abbildung 12 zeigt, dass die gemessenen Amplituden durchschnittlich beim CE-Chirp® größer waren, wobei die größte Amplitude bei 40 dB nHL gemessen wurde (1,04 μV). Bei sinkendem Pegel nahmen die Amplituden ab. Beim Klick zeigte sich die maximale Amplitude bei 60 dB nHL (0,44 μV). Im Vergleich waren

alle CE-Chirp®-Amplituden größer als die Klick-Amplituden. Die größte Differenz zwischen den Stichproben lag bei 40 dB nHL mit 0,68 μ V.

Zur statistischen Auswertung wurde auf Normalverteilung getestet. Da die Stichproben normalverteilt waren, wurde der t-Test angewandt. Die Stichproben von 0 dB nHL und 10 dB nHL wurden nicht in die Auswertung einbezogen, da der Stichprobenumfang zu klein war ($N < 3$).

Der t-Test für abhängige Stichproben konnte zur Signifikanzprüfung angewendet werden, da eine Normalverteilung der Daten vorlag. Es ergaben sich, wie visuell bereits erkennbar, signifikant größere Antwortamplituden bei Chirp-Stimulation im Vergleich zum Klick. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,05$ festgelegt. Alle p-Werte lagen unter dem vorgegebenen Signifikanzniveau von $p = 0,05$ (60 dB nHL ($p = 0,04$), 50 dB nHL ($p = 0,047$), 40 dB nHL ($p = 0,01$), 30 dB nHL ($p = 0,01$), 20 dB nHL ($p = 0,04$), 5 dB nHL ($p = 0,03$)). Auch hier zeigte sich durch die kleinen p-Werte bei 40 dB nHL und 30 dB nHL der größte Unterschied zwischen den Amplituden.

→ Schlussfolgerung für den Versuchsaufbau:

Die Ergebnisse entsprachen denen bekannter Studien, der CE-Chirp®-Stimulus sei für die Darstellung von ABRs effizienter als der Klick-Stimulus (Elberling et al. 2010; Elberling et al. 2007; Cebulla et al. 2014). Dies lässt sich nun ebenfalls für das Mess-Setup im Freifeld bestätigen.

Zur Durchführung der Hauptuntersuchung eignete sich daher der CE-Chirp®-Stimulus besser als der Klick-Stimulus. Ein sicheres Auftreten der Welle V und eine vereinfachte Auswertung wurden so gewährleistet.

3.3. BERA- und ASSR – Messungen im Freifeld

3.3.1. Vergleich der Ergebnisse der BERA-Messungen mit Normwerten

Messung 1: Klickmessung bei 60 dB nHL

Die BERA im Freifeld mit Klick wurde bei 60 dB nHL vorangehend an die Hauptuntersuchungen durchgeführt. Die Kurvenverläufe wurden ausgewertet und Welle V jeweils markiert. Bei allen untersuchten Probanden (N=20) zeigte sich deutlich die Welle V im Kurvenverlauf, welche sich eindeutig identifizieren ließ. Der Normwert für Klickreize bei 60 dB nHL für Einsteckhörer der Latenz von Welle V beträgt 5,85 ms. Einschließlich der festgelegten Latenzverlängerung im Freifeld (2,1 ms), ergibt sich ein Normwert der Latenz für Welle V im Freifeld von 7,95 ms. Die Standardabweichung des Normwerts ist definiert mit 0,29 ms.

Die Werte waren nicht normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). Es wurden dennoch der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet, da dieser dem Median gegenüber eine statistisch höhere Effizienz aufweist. Der Mittelwert der Latenz der Welle V ergab sich wie folgt:

	Normwert Welle V		Freifeld Welle V		
Lautstärkepegel [dB nHL]	Normwert [ms]	SD [ms]	N	MW [ms]	SD [ms]
60 dB nHL	7,95	0,29	20	7,69	0,27

Tab. 5: Normwert der Latenz der Welle V [ms] (entspricht Normwert für E-A-RTONE™ Einsteckhörer + 2,1ms) und Standardabweichung (SD) gegenüber Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der Latenzen der Welle V [ms] im Freifeld bei 60 dB nHL an N = 20 Probanden. Der Messwert unterschied sich signifikant vom Normwert.

Da die Stichprobe der Freifeldmessung nicht normalverteilt war, wurde der Wilcoxon-Rangsummentest angewandt. Der p-Wert lag bei $p = 0,0037$. Die Stichprobe unterschied sich also signifikant vom Normwert. Grund hierfür könnte sein,

dass die gemessenen Latenzen etwas kürzer waren, wenn auch nicht klinisch relevant. Dieser Sachverhalt wird in Kapitel 4 diskutiert.

Messung 2: NB CE-Chirp®-Messreihe

Ausgewertet wurden die Ergebnisse der Messungen an 20 normalhörigen Probanden mit NB CE-Chirps® bei 40 und 60 dB nHL im Freifeld. Die Werte sind normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). Es wurde jeweils der Mittelwert für 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz und die Standardabweichung errechnet und diese Werte anschließend mit dem Normwert des CE-Chirps® verglichen.

Messergebnisse und statistische Auswertung bei 60 dB nHL

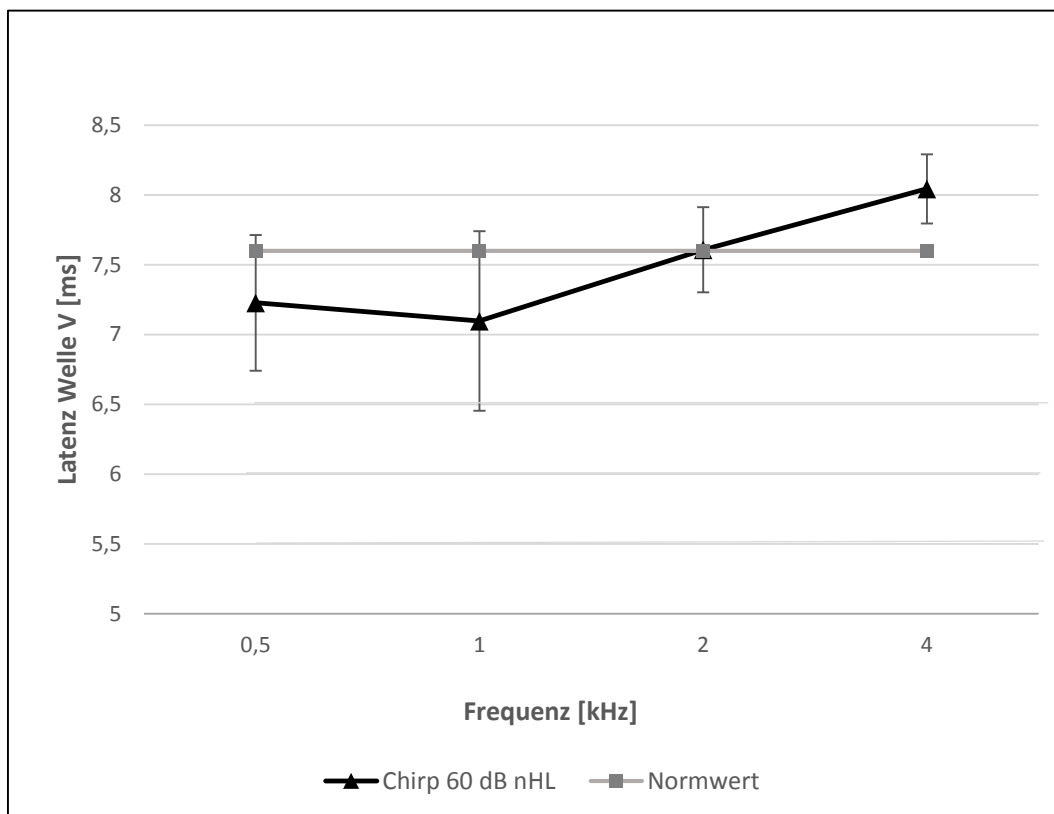


Abb. 13: Graphische Darstellung der Mittelwerte der Latenzen der Welle V [ms] bei 60 dB nHL für NB CE-Chirp®-Reize im Freifeld (schwarz) und der Standardabweichung (Fehlerbalken) bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz, gegenüber dem korr. Normwert (entspricht Normwert für E-ARTONE™ Einsteckhörer + 2,1ms) (grau). N= 20 Probanden. Der Mittelwert aus den 4 Frequenzen unterschied sich nicht signifikant vom Normwert.

Abbildung 13 zeigt, dass die Latenzen um den Normwert von 7,6 ms pendeln. Dabei waren die Latenzen bei 500 Hz und 1 kHz kürzer und bei 4 kHz länger als der Normwert. Bei 2 kHz lag der Latenzwert mit 0,065 ms Abweichung dem Normwert sehr nah. Alle Mittelwerte lagen im Bereich der Standardabweichung (0,51 ms) des Normwertes. Es ist der Trend zu erkennen, dass die Latenzen mit steigender Frequenz länger werden.

Die statistische Auswertung erfolgte über den gebildeten Mittelwert der vier Frequenzen von 7,7 ms (SD = 0,36), welcher in einem „t-Test bei einer Stichprobe“ mit dem Normwert auf statistisch signifikante Unterschiede getestet wurde.

Es zeigte sich, dass die Nullhypothese angenommen werden konnte, da $p = 0,634$ und somit $p > 0,05$ gegeben ist. Es bestand also kein signifikanter Unterschied zwischen dem Normwert und dem Mittelwert der Freifeldmessung bei 60 dB nHL.

Messergebnis und statistische Auswertung bei 40 dB nHL

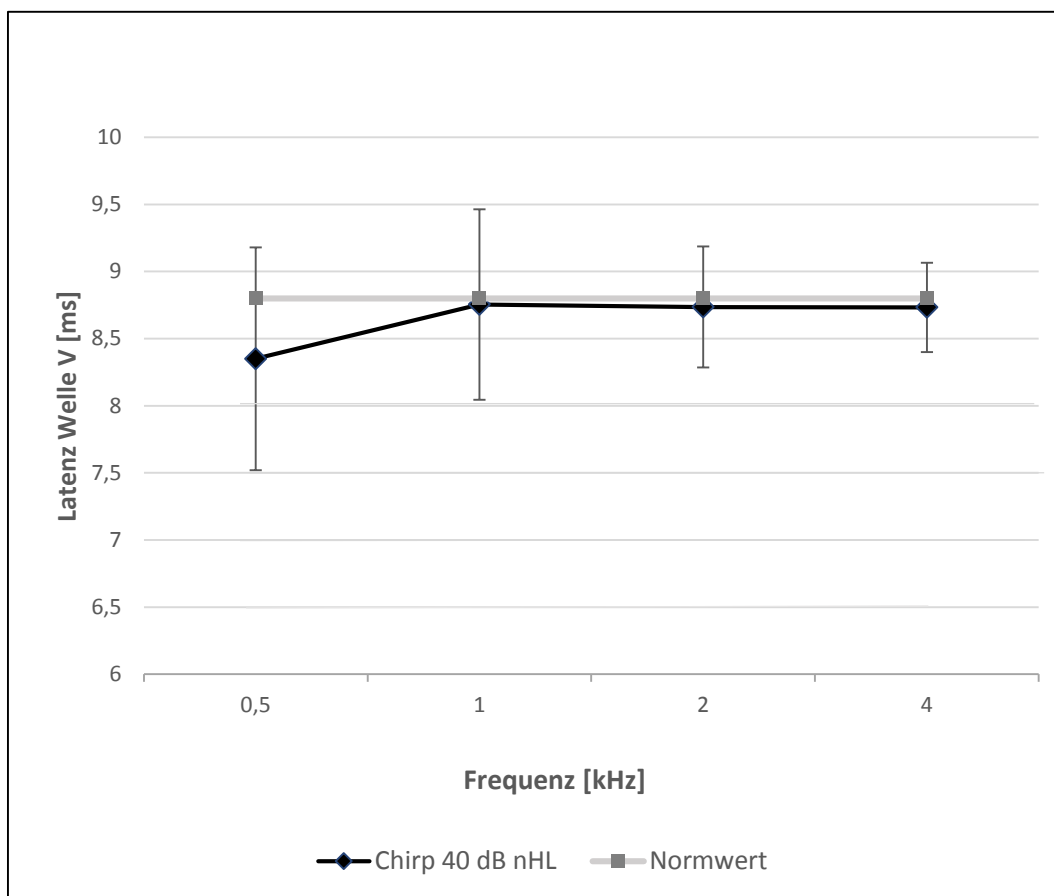


Abb. 14: Graphische Darstellung der Mittelwerte der Latenzen der Welle V [ms] bei 40 dB nHL für NB CE-Chirp®-Reize im Freifeld (schwarz) und der Standardabweichung (Fehlerbalken) bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz, gegenüber dem korr. Normwert (entspricht Normwert für E-ARTONE™ Einsteckhörer + 2,1ms) (grau). N= 20 Probanden. Der Mittelwert aus den 4 Frequenzen unterschied sich nicht signifikant vom Normwert.

Die vorliegenden Messergebnisse waren normalverteilt (Shapiro-Wilk-Test). Es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen für die 4 Frequenzen gebildet. In Abbildung 14 zeigt sich, dass die Mittelwerte der Latenzen der Welle V der Freifeldmessungen kürzer als der Normwert von 8,8 ms waren. Dabei weicht der Wert bei 500 Hz am stärksten ab. Auch hier lässt sich der Trend erkennen, dass bei höheren Frequenzen die Latenz der Welle V zunimmt. Alle Werte lagen im Bereich der Standardabweichung des Referenzwertes (0,4 ms).

Zur statistischen Auswertung wurde der Mittelwert der vier Frequenzen gebildet, um diesen mit dem Referenzwert vergleichen zu können. Dieser Mittelwert betrug 8,64 ms (SD = 0,2).

Es wurde ein t-Test mit einer Stichprobe durchgeführt, welcher auf signifikante Unterschiede zwischen den Werten testet. Der p-Wert betrug $p = 0,205$ und war somit $p > 0,05$. Die Nullhypothese kann angenommen werden, es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Wertepaar.

Vergleich 40 dB nHL und 60 dB nHL

Es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen der Latenzen der Welle V bei 60 dB nHL und 40 dB nHL im Freifeld für die 4 Frequenzen miteinander verglichen. In Abbildung 15 erfolgte die graphische Darstellung. Hier zeigte sich deutlich, dass die Latenzen mit steigendem Pegel kürzer wurden (60 dB nHL).

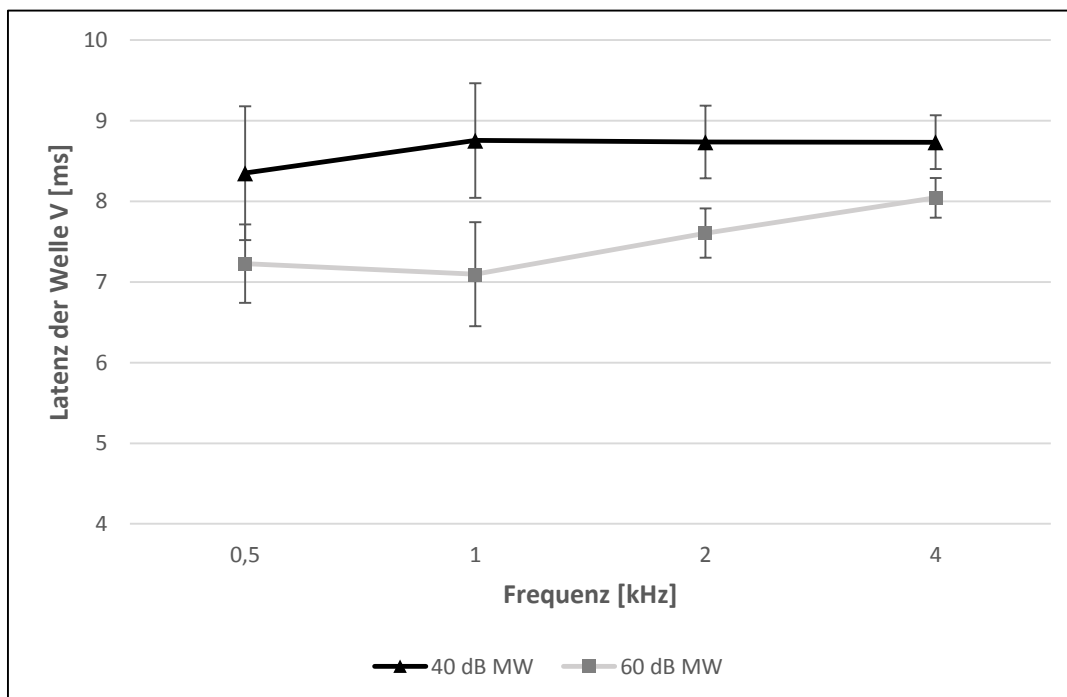


Abb. 15: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichung (Fehlerbalken) der Latenzen der Welle V [ms] der Chirp-Messreihen im Freifeld bei 40 dB nHL (schwarz) und 60 dB nHL (grau) bei N=20 Probanden für die Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz.

3.3.2. Hörschwellenvergleich zwischen ASSR und Tonaudiogramm

Die Ergebnisse der Hörschwellenmessungen mittels ASSR im Freifeld wurden mit denen des klassischen Tonaudiogramms (über Kopfhörer gemessen) verglichen und auf signifikante Unterschiede getestet. Es ergaben sich im Freifeld mit ASSR bei höherer Frequenz niedrigere Hörschwellen von bis zu -10 dB nHL. Dieses Ergebnis wird in der Diskussion behandelt. Bei 500 Hz war die Schwellenantwort am größten mit bis zu 25 dB bei einem sehr unruhigen Probanden. Die meisten Probanden schliefen bei der ASSR-Messung.

In Tabelle 6 sind die Mittelwerte der Hörschwellen aus objektiver ASSR und subjektivem Tonaudiogramm abgebildet.

Frequenz	Messtyp					
	ASSR			Tonaudiogramm		
	N	MW [dB nHL]	SD [dB nHL]	N	MW [dB nHL]	SD [dB nHL]
500 Hz	20	5,78	6,51	20	3,5	4,01
1 kHz	20	7,25	6,17	20	4,25	2,94
2 kHz	20	1,75	5,2	20	3	4,1
4 kHz	20	-1,5	6,3	20	2,25	4,13

Tab. 6: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Hörschwellen [dB nHL] aus Freifeld-ASSR und subjektivem Tonaudiogramm der Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz bei N= 20 Probanden. Die Hörschwellen unterschieden sich nicht signifikant.

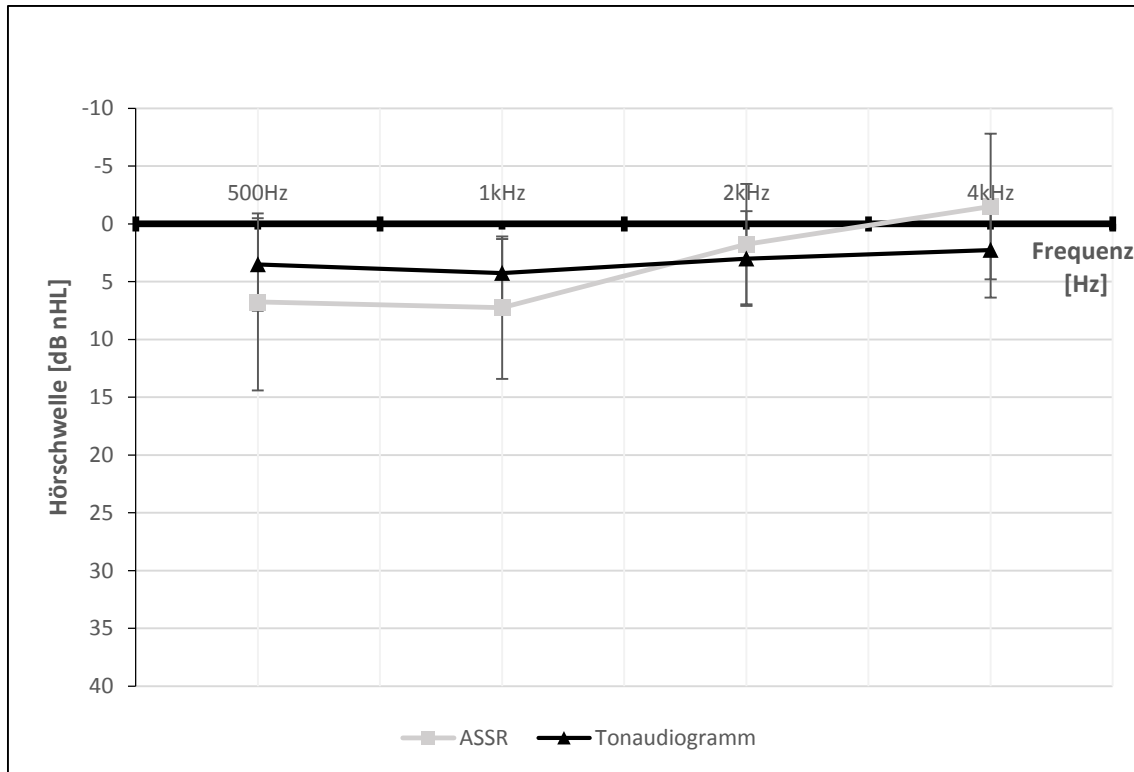


Abb. 16: Graphische Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichung (Fehlerbalken) der Hörschwellen des subjektiven Tonaudiogramms (schwarz) und der im Freifeld generierten Tonschwellenbestimmung mittels der ASSR (grau) bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz. Die Hörschwellen unterschieden sich nicht signifikant.

Tabelle 6 und Abbildung 16 zeigen, dass sich die Messergebnisse des ASSR-Audiogramms und des Tonaudiogramms sehr ähnlich sind. Dabei liegen die Hörschwellen mittels ASSR im Freifeld bei 500 Hz und 1 kHz unterhalb den Hörschwellen des Tonaudiogramms. Bei 2 kHz und 4 kHz liegen sie oberhalb.

Die größte Differenz zwischen den Hörschwellen zeigt sich bei 4 kHz mit 3,75 dB nHL, die kleinste bei 2 kHz mit 1,25 dB nHL.

Von den insgesamt 8 Stichproben (Ton- und ASSR-Audiogramm mit jeweils vier Frequenzen) wick nur eine Stichprobe geringfügig von der geschätzten Normalverteilung ab ($p = 0,015$), was die Fehlerrate der ANOVA aber kaum beeinflusst.

Zwischen Tonaudiogramm und ASSR-Audiogramm (Faktor A) konnten mittels zweifaktorieller Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede in den gemessenen Hörschwellen nachgewiesen werden. Der p-Wert lag bei $p = 0,64$. Somit

lagen für die vier Test-Frequenzen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messtypen vor, die Nullhypothese konnte angenommen werden.

In Bezug auf die verschiedenen Frequenzen bzw. Faktor B unterschieden sich die Hörschwellen nicht signifikant zwischen 500 Hz / 1 kHz, 500 Hz / 2kHz und 2 kHz / 4 kHz ($p > 0.05$). Alle weiteren Paarungen waren signifikant verschieden: 500 Hz / 4 kHz ($p = 0,027$), 1 kHz / 2 kHz ($p = 0,013$) und 1 kHz / 4 kHz ($p < 0,01$).

4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde ein Mess-Setup im Freifeld für BERA- und ASSR-Messungen erstellt, mit dem Ziel, in Zukunft Patienten mit Hörhilfe objektiven Messverfahren unterziehen zu können. Innerhalb des festgelegten Mess-Setups wurden an normalhörenden Probanden BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld durchgeführt. Die Amplituden und Latenzen der Welle V wurden bestimmt und mit Normwerten aus Standard-Einsteckhörer-Messungen verglichen. Die objektiven Hörschwellen der ASSR-Messungen wurden mit Hörschwellen aus subjektiven Tonaudiogrammen verglichen. Zu testen galt es, ob die Messungen im Freifeld vergleichbare Ergebnisse zu Standard-Verfahren (BERA über Einsteckhörer und Hörschwellenbestimmungen über Tonaudiogramm) ergeben.

Es wird im Folgenden an Hand der Messergebnisse diskutiert, ob die Ziele der Studie erreicht werden konnten, also ob BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld im Vergleich mit Standard-Verfahren zuverlässige Ergebnisse liefern können. Es wird ein Vergleich mit der bestehenden Fachliteratur durchgeführt und die Anwendbarkeit in der Praxis diskutiert.

Diskussion der Ergebnisse

Tonaudiogramm

Die Standardabweichung des subjektiv gemessenen Tonaudiogramms erscheint mit Werten von bis zu 4,1 dB sehr groß. Grund hierfür ist, dass bei einigen Probanden, vor allem bei den Frequenzen 2 und 4 kHz, eine Hörschwelle von besser als 0 dB HL gemessen wurde. So entstand ein Umfang von -5 dB HL bis 10 dB HL in den Hörschwellen. Der Wert von 0 dB im Tonaudiogramm bezieht sich auf die mediane Hörschwelle gesunder junger Erwachsener. Mahomed et al. zeigten, dass die gewöhnliche Standardabweichung 6,1 dB beträgt (Mahomed et al. 2013). Stärker war dieser Sachverhalt bei der ASSR zu beobachten, wo die Standardabweichung bis zu 6,5 dB betrug.

BERA-Messungen im Freifeld mittels Klick

Die Werte der Latenz der Welle V bei Klick-Messungen bei 60 dB nHL im Freifeld waren signifikant kürzer als die Referenzwerte. Auch im Vergleich zu Referenzwerten für BERA-Latenzen von R. Mühler bei 60 dB erscheinen die gemessenen Latenzen kürzer. Hier werden Werte von 6,23 bzw. 6,00 ms angegeben (Mühler und Hoth 2014). Nach Addition von 2,1 ms ergeben sich also Werte von 8,33 bzw. 8,00 ms, welche im Vergleich zu unserem Wert von 7,69 ms um 0,64 bzw. 0,31 ms länger sind. Erklären lässt sich dies zum einen durch einen möglicherweise leicht abweichenden Pegel am Probanden-Ohr, zum anderen waren 63 % der Probanden weiblich. Bei weiblichen Probanden lassen sich signifikant kürzere Latenzen für Welle V messen als bei männlichen (Esteves et al. 2009; Costa Neto et al. 1991). Don et al. führt diesen Unterschied auf eine schnellere Reizweiterleitung auf Grund eines 13% höheren Steifigkeitsgradienten der weiblichen Cochlea zurück (Don et al. 1993).

BERA-Messungen im Freifeld mittels NB CE-Chirp®

Beim Vergleich zwischen den Messergebnissen aus der BERA-Messung mit NB CE-Chirp® im Freifeld und den Referenzwerten des Eclipse-Messsystems waren die Latenzen im Freifeld gemessen um durchschnittlich 0,02 ms kürzer; dies war aber nicht signifikant. Im Bezug auf die Amplituden zwischen Messungen mit Einsteckhörern und Freifeldmessungen konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Auch Calero Del Castillo et al. (2018) verglichen ABR-Messungen im Freifeld mit Einsteckhörer-Messungen und bestätigen die analoge Anwendbarkeit von ABR-Messungen im Freifeld.

Aus der Literatur ist bekannt, dass die Chirp-BERA durchführbar ist und verlässliche Ergebnisse zur Hörschwelle liefert (Elberling und Don 2008; Chalak et al. 2010; Elberling et al. 2007). Die vorliegenden Messergebnisse bestätigen diese

Untersuchungen. Die Welle V konnte bei nahezu allen Probanden identifiziert werden.

ASSR-Messungen im Freifeld

Da sich die Hörschwellen aus den Tonaudiogrammen nicht signifikant von denen aus ASSR-Messungen im Freifeld unterscheiden, scheint die Anwendung der ASSR im Freifeld ebenfalls zu verlässlichen Ergebnissen zu führen. Auch Calero Del Castillo et al. (2018) zeigten, dass die Hörschwellenbestimmung durch ASSR im Freifeld dem Tonaudiogramm ebenbürtig zu sein scheint und empfiehlt die routinemäßige Anwendung.

Bei den ASSR-Messungen zeigten sich vor allem bei hohen Frequenzen sehr schwellennahe Antworten (bis zu 0 dB nHL). Bei 4 kHz lagen 60 % der ASSR-Hörschwellen sogar unter den Hörschwellen des subjektiven Tonaudiogramms. Zwar waren diese Unterschiede nicht signifikant, jedoch zeigte sich hier, dass bei 4 kHz eine leichte Überstimulation erfolgt, wie bereits von Al Zoubi (2015) beschrieben wurde.

Freifeldmessungen als Voraussetzung zur Hörgeräтанpassung

Zu Freifeldmessungen als Voraussetzung zur Hörgeräтанpassung mittels ASSR und BERA gibt es mehrere Publikationen. Diese kommen zu ähnlichen Ergebnissen wie sie in dieser Arbeit aufgezeigt werden.

T. Wolter (2015) kommt in der Diplomarbeit zum Thema „Evaluierung der Auditory Steady State Response und Anwendbarkeit in der Hörgeräтанpassung“ zu dem Ergebnis, dass eine statistische Korrelation sowohl zwischen Hörschwellen aus ASSR – Messungen im Freifeld und Luftleitungsschwellen (Korrelationskoeffizient $r = 0,790$) als auch zwischen Hörschwellen aus Notch-Noise(NN)-BERA-Messungen im Freifeld und Luftleitungsschwellen (Korrelationskoeffizient $r = 0,837$) besteht. Des Weiteren wurden die Hörschwellen von Hörgeräতrägern

mittels ASSR im Freifeld gemessen, wobei diese Anwendung als geeignet eingestuft wurde. Unsere Messergebnisse der Hörschwellenbestimmung mittels ASSR gegenüber einem Tonaudiogramm können diese Ergebnisse insoweit bestätigen, dass BERA- und ASSR- Messungen im Freifeld sicher und reproduzierbar durchführbar sind. In dieser Arbeit wurde als akustischer Stimulus der NB CE-Chirp® verwendet, der nicht direkt mit der NN-BERA vergleichbar ist, wobei beide Methoden eine weitestgehend frequenzspezifische BERA ermöglichen und in der audiologischen Praxis etabliert sind.

In der Bachelorarbeit „Evaluierung der Verifikation einer Hörsystemversorgung durch eine objektive Chirp - BERA“ von L. Sichelschmidt (Sichelschmidt 2011; 2011) werden die Hörschwellen aus ASSR-Messungen im Freifeld mit denen über Kopfhörer gemessen verglichen. Unter Ausgleich der Schalllaufzeit im Freifeld kam die Autorin der Studie zu den gleichen Ergebnissen, wonach Freifeldmessungen ebenso günstig erscheinen. Es wurden des Weiteren Messungen mit Hörhilfen durchgeführt, wobei aber keine eindeutigen Ergebnisse zustande kamen. (Sichelschmidt 2011)

Stimuli Klick gegenüber NB CE-Chirp®

In der Literatur ist bereits beschrieben, dass die Amplituden der Welle V bei Chirp-Stimuli signifikant größer sind als die bei Klick-Stimuli (Elberling et al. 2010). Cobb und Stuart bestätigten dies ebenfalls für ABR-Messungen an Neugeborenen (Cobb und Stuart 2016a). Dadurch ist eine Vereinfachung der Auswertung möglich, was zu schnelleren Messungsabläufen und verlässlicheren Ergebnissen führt (Cebulla et al. 2014). Dies wird durch die vorliegenden Messergebnisse des Versuchs „Vergleich der Antwortamplituden von Klick- und CE-Chirp®-Stimuli im Freifeld“ (Kapitel 3.2.3.) bestätigt.

Diskussion der Anwendbarkeit

Zeitlicher Aufwand

Die einseitige ASSR-Hörschwellenbestimmung im Freifeld dauerte 15 bis 20 Minuten. Dieser zeitliche Rahmen sollte, wenn möglich, für die Messungen an Kleinkindern reduziert werden.

Vigilanz

Insgesamt konnte beobachtet werden, dass bei schlafenden Probanden die Messungen mit weniger Artefakten und damit schneller registriert werden konnten. Es ist somit eine ruhige Messumgebung anzustreben, in welchem die Patienten entspannen und ggf. schlafen können. Gegebenenfalls können gedimmtes Licht, die Tageszeit (z.B. postprandial) und ein bequemer Messstuhl das Einschlafen fördern. Bei schlafenden Probanden wird für die ASSR eine Testfrequenz über 70 Hz empfohlen (Cohen et al. 1991). Bei unruhigen Patienten kann eine Sedierung in Betracht gezogen werden (Chalak et al. 2010) oder ein Melatonin-induzierter Schlaf (Schmidt et al. 2004).

Auftreten von PAMRs

Das Auftreten von post-aurikulären Muskelartefakten (post-auricular muscle response = PAMR) variiert sehr stark, sowohl auf die Bevölkerung als auch bezogen auf ein Individuum (Picton et al. 1974). Sie werden durch plötzliche intensive akustische Reize ausgelöst und sind durch die reflexartige Kontraktion der post-aurikulären Muskulatur charakterisiert (O'Beirne und Patuzzi 1999). Bei BERA-Messungen tritt es als großes Potential von bis zu 100 μ V auf (Thornton 1975).

Artefakte durch post-aurikuläre Muskelaktivität zeigten sich bei zwei Probanden. Da PAMRs jedoch erst ab einer Latenz von 14 – 19 ms auftreten (Matas et al. 2009), wurde die Beurteilung der Welle V nicht beeinträchtigt.

Betrachtung zur Messumgebung

Die Messung im Freifeld sollte nur in einer audiologischen Kabine mit genormter Schallisolation stattfinden, da andernfalls durch mögliche Reflexionen des Schalls eine Verfälschung des Reizes entsteht. Die Messung über Einsteckhörer ist von der Räumlichkeit unabhängig, jedoch können Messungen mit Hörsystemen nicht über Einsteckhörer durchgeführt werden.

Bei der Messung im Freifeld hört der Untersucher die akustischen Reize mit. Bei täglichen Freifeldmessungen im Klinikalltag kann so die akustische Belastung für den Untersucher hoch sein. Zur Linderung könnten Gehörschutz-Hörer getragen werden.

Position des Kopfes

Der Proband musste während der Messung im Freifeld den Kopf ruhig in Position halten, um den Abstand Ohr - Lautsprecher beizubehalten und das geradlinige Auftreffen des Schalls auf die Ohrmuschel zu gewährleisten. Für das untersuchte Probandenkollektiv war dies zu vernachlässigen. Es gilt allerdings zu bedenken, dass die korrekte Einhaltung der Position bei Kleinkindern gesondert betrachtet werden sollte. Ein Nackenkissen oder eine Kopfstütze rechts und links des Kopfes wären denkbare Möglichkeiten, den Kopf locker zu fixieren und so Artefakte bezüglich der Latenzen durch veränderte Schalllaufzeiten zu reduzieren.

Muskelartefakte

Bereits bei der Standard-Einsteckhörer-Methode bei Kindern stellt sich das Problem der Muskelartefakte durch unruhige Bewegungen dar. Zwar können die Artefakte vom Messsystem aussortiert werden, verlängern aber dadurch die Messdauer. Dann kann eine Behandlung in Narkose oder Sedierung in Betracht gezogen werden (Wendler et al. 2015). Diese Problematik besteht bei Messungen im Freifeld ebenfalls.

Fehleranfälligkeit in Bestimmung des Abstands Ohr – Lautsprecher

Im Messaufbau wurde der Abstand Ohr – Lautsprecher mit einem Maßband gemessen. Diese Methode ist in Höhe und Winkel fehleranfällig und sollte standardisiert werden.

Freifeldmessung entspricht natürlichem Hören

Die anatomische Form des äußeren Ohrs hat die Funktion, Schallwellen zum Porus acusticus zu leiten (Kenner und Wright Lott 2013). Das Auftreffen der Schallwellen auf die Ohrmuschel entspricht dem natürlichen Hören im Alltag. Patienten mit Hörhilfen profitieren von der Messung im Freifeld, da diese Methode dem natürlichen Hören im Alltag am nächsten kommt. Auch binaurales Hören kann so getestet werden.

Ausblick

Ziel der ASSR- und BERA-Messung im Freifeld an Patienten mit Hörsystemen ist eine zukünftig standardisierte Durchführung der ASSR/BERA zur Erfassung der Hörschwelle.

Picton et al. (1998) kamen zu dem Ergebnis, dass die ASSR im Allgemeinen eine vielversprechende Methode zur objektiven Hörgeräteanpassung darstelle. Zenker Castro et al. (2006) kamen auch zu dem Ergebnis, dass die ASSR als Basis zur objektiven Hörgeräteanpassung bei Kleinkindern eine sinnvolle Anwendung sei. Durrant und Collet (2004) und Hofmann und Wouters (2010) verglichen subjektive Hörschwellen mit ASSR-Hörschwellen bei Cochlea-Implantat-Trägern. Unter Berücksichtigung von Artefakten zeigten die Ergebnisse gute Übereinstimmungen. Die Reizdarbietung erfolgte in beiden Studien elektronisch am Cochlea Implantat.

Weiterführend muss das Mess-Setup im Freifeld an Patienten mit tragbaren Hörgeräten angepasst werden. Hierbei wäre die jeweilige Signalverstärkungsleistung des Hörgeräts zu berücksichtigen und in die Auswertung der Ergebnisse einzubeziehen. Probanden, die verlässliche Aussagen über ihr Hörvermögen mit Hörgeräten treffen können, sollten hier ausgewählt werden, um die Ergebnisse vergleichen zu können. Shabana et al. (Shabana et al. 2019; 2019) und Schebsdat et al. (Schebsdat et al. 2018; 2018) konnten bereits vielversprechende Ergebnisse für ABR und ASSR an erwachsenen Hörgeräträgern im Freifeld erzielen.

Für die klinische Anwendung in der Hörgeräteüberprüfung speziell bei Kleinkindern sollte das Mess-Setup zunächst an gesunden Kleinkindern durchgeführt werden. Dabei wäre zu beobachten, ob sich das Mess-Setup für diese Patientengruppe ebenfalls eignen würde und ob es zu zuverlässigen Messergebnissen führt. Cobb und Stuart zeigten 2016 für Neugeborene, dass die Latenzen länger und die Amplituden kleiner als bei erwachsenen Probanden waren (Cobb und Stuart 2016b). Der Reifungsgrad der Hörbahn muss somit bei der Auswertung und beim Vergleich mit Normwerten berücksichtigt werden.

Stellen sich diese Messungen als zuverlässig heraus, könnte eine Übertragung der Methodik auf die Hörgeräatanpassung bei Kleinkindern und unkooperative Patienten erfolgen. Dies wäre ein Teilschritt für die objektive Hörgeräatanpassung und wäre zeitsparender und zuverlässiger als die heutigen Methoden, zum Beispiel der Verhaltensaudiometrie und der Hörschwellenbestimmung mittels Tonaudiogramm mit und ohne Hörhilfe (Auswertung einer Aufblähkurve). Weiterführend wäre die Auswertung kortikaler Reizantworten zur objektiven Beurteilung von Spracherkennung interessant.

5. Zusammenfassung

Die objektive Überprüfung von tragbaren Hörsystemen bei Kleinkindern und unkooperativen Patienten ist aktuell nicht verfügbar. ASSR- und BERA-Messungen im Freifeld können Grundlage für einen Lösungsansatz sein. Es wurden in dieser Dissertationsarbeit BERA- und ASSR-Messungen im Freifeld an 20 normalhörenden Probanden durchgeführt. Die Normalhörigkeit wurde im Vorfeld durch ein Tonaudiogramm sichergestellt. Die Ergebnisse wurden mit Normwerten und den Ergebnissen aus Standardverfahren verglichen, um eine Gleichwertigkeit der verschiedenen Methoden (Einsteckhörer gegenüber Freifeld) zu überprüfen. Mit Hilfe von Voruntersuchungen wurde ein reproduzierbares Mess-Setup im Freifeld erstellt. Es wurde die räumliche Anordnung, die Voreinstellung der Messeinheit (Eclipse-System, Firma Interacoustics, Dänemark) und der Messablauf festgelegt. Zur Validierung des Mess-Setups wurden Untersuchungen im Freifeld zur PegelEinstellung, zum Latenzverhalten der Welle V und zu den akustischen Stimuli Klick und CE-Chirp® durchgeführt. Es wurden BERA- und ASSR-Messreihen im festgelegten Mess-Setup erstellt. Vorangehend wurde bei 60 dB nHL eine Klick-BERA im Freifeld durchgeführt. Anschließend erfolgten BERA-Messungen mit NB CE-Chirps® bei 40 dB nHL und 60 dB nHL je bei den Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz und wurden mit Standardwerten der Eclipse für E-ARTONE™ Einsteckhörer (Firma Etymotic Research, USA) verglichen. Als Vergleichswert wurde die Latenz der Welle V betrachtet. Hierbei ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. ASSR-Messungen wurden bei den Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz von 20 dB nHL absteigend bis zur Hörschwelle im Freifeld durchgeführt. Die ermittelten Hörschwellen wurden mit den Hörschwellen der subjektiven Tonaudiogramme verglichen. Hierbei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Die Hörschwellen aus den ASSR-Messungen im Freifeld waren bei hohen Frequenzen tendenziell besser. Die Ergebnisse zeigen, dass unter den festgelegten Messbedingungen kein signifikanter Unterschied zwischen ASSR- und BERA-Messungen im Freifeld gegenüber Einsteckhörer besteht. Dies kann Grundlage für weitere Untersuchungen zur objektiven Hörgerät-Überprüfung sein.

6. Literaturverzeichnis

DIN EN ISO 8253-1, 2010: Akustik - Audiometrische Prüfverfahren - Teil 1: Grundlegende Verfahren der Luft- und Knochenleitungs-Schwellenaudiometrie mit reinen Tönen (ISO 8253-1:2010); Deutsche Fassung EN ISO 8253-1:2010.

DIN EN ISO 8253-2, 2009: Akustik - Audiometrische Prüfverfahren - Teil 2: Schallfeld-Audiometrie mit reinen Tönen und schmalbandigen Prüfsignalen (ISO 8253-2:2009); Deutsche Fassung EN ISO 8253-2:2009.

DIN EN ISO 8253-3, 2012: Akustik - Audiometrische Prüfverfahren - Teil 3: Sprachaudiometrie (ISO 8253-3:2012); Deutsche Fassung EN ISO 8253-3:2012.

Al Zoubi (2015): Anwendung frequenzspezifischer Chirp-evozierter akustisch evozierter Potentiale zur Überprüfung des Hörvermögens bei Kindern und Erwachsenen. Dissertation, Würzburg. HNO.

Amadeo; Shagass (1973): Brief Latency Click-Evoked Potentials During Waking and Sleep in Man. In: *Psychophysiology* 10 (3).

Arndt, O (2010): Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie. 2. Aufl. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.

Bagatto; Moodie; Seewald; Bartlett; Scollie (2011): A critical review of audiological outcome measures for infants and children. In: *TRENDS AMPLIF* 15 (1), S. 23–33. DOI: 10.1177/1084713811412056.

Baumann; Schorn (2001): Früherkennung kindlicher Hörschäden. Visuelle und automatische Verfahren im Vergleich. In: *HNO* 49 (2), S. 118–125. DOI: 10.1007/s001060050720.

Behrbohm, H; Kaschke, O; Nawka, T (Hg.) (2009): Kurzlehrbuch Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. 2. Aufl.: Georg Thieme Verlag.

Bortz, J; Lienert, G A (Hg.) (1998): Kurzgefaßte Statistik für die klinische Forschung: Ein praktischer Leitfaden für die Analyse kleiner Stichproben. 5. Aufl.: Springer - Verlag Berlin Heidelberg New York.

Bundesministerium für Gesundheit (2012): Bekanntmachung eines Beschlusses des Gemeinsamen Bundesausschusses über die Neufassung der Hilfsmittel-Richtlinie.

Bürklein; Cebulla; Kraus; Lurz (2012): Optimierung des Bera basierten Neugeborenen-Hörscreenings durch Verwendung des Chirp-Stimulus. Deutsche Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie. 29. Wissenschaftliche Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie (DGPP). Bonn, 2012.

Calero Del Castillo; Guillen Martinez; Garcia-Purrinos Garcia (2018): Search for normality criteria of auditory brain responses and auditory steady state response with free-field stimulation. In: *Acta Otorrinolaringol Esp*. DOI: 10.1016/j.otorri.2018.06.005.

Cebulla (2014): Moderne Methoden der Hörschwellenbestimmung bei Kindern und Erwachsenen. Deutsche Fortbildungsgesellschaft der Hals-Nasen-Ohrenärzte mbH, 2014.

Cebulla; Lurz; Shehata-Dieler (2014): Evaluation of waveform, latency and amplitude values of chirp ABR in newborns. In: *INT J PEDIATR OTORHI* 78 (4), S. 631–636. DOI: 10.1016/j.ijporl.2014.01.020.

Cebulla; Sturzebecher; Elberling (2006): Objective detection of auditory steady-state responses: comparison of one-sample and q-sample tests. In: *J AM ACAD AUDIOL* 17 (2), S. 93–103.

Chalak; Kale; Deshpande; Patil CY (2010): BERA in detection of hearing loss in children - A Retrospective Study. In: *J Datta Meghe Inst Med Sci Univ* (5(1)), S. 45–48.

Ching; Zhang; Hou; van Buynder (2016): Cortical Auditory Evoked Potentials Reveal Changes in Audibility with Nonlinear Frequency Compression in Hearing Aids for Children: Clinical Implications. In: *SEMIN HEAR* 37 (1), S. 25–35. DOI: 10.1055/s-0035-1570332.

Cianfrone; Mammarella; Ralli; Evetovic; Pianura; Bellocchi (2018): Universal newborn hearing screening using A-TEOAE and A-ABR: The experience of a large public hospital. In: *J Neonatal Perinatal Med* 11 (1), S. 87–92. DOI: 10.3233/NPM-181744.

Ciorba; Hatzopoulos; Petruccelli; Mazzoli; Pastore; Kochanek et al. (2013): Identifying congenital hearing impairment: preliminary results from a comparative study using objective and subjective audiometric protocols. In: *ACTA OTORHINOLARYNGO* 33 (1), S. 29–35.

Cobb; Stuart (2016a): Neonate Auditory Brainstem Responses to CE-Chirp and CE-Chirp Octave Band Stimuli I: Versus Click and Tone Burst Stimuli. In: *EAR HEARING* 37 (6).

Cobb; Stuart (2016b): Neonate Auditory Brainstem Responses to CE-Chirp and CE-Chirp Octave Band Stimuli II: Versus Adult Auditory Brainstem Responses. In: *EAR HEARING* 37 (6).

Cohen; Rickards; Clark (1991): A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. In: *J Acoust Soc Am* 90 (5), S. 2467–2479. DOI: 10.1121/1.402050.

Consensus Development Conference; Springer-Verlag GmbH (2004): Universal hearing screening in newborns. Recommendations for organizing and conducting universal hearing screening for congenital hearing loss in Germany. In: *HNO* 52 (11), S. 1020–1027. DOI: 10.1007/s00106-004-1165-2.

Costa Neto; Ito; Fukuda; Gananca; Caovilla (1991): L incidence du sexe et da la taille de la tete sur les potentiels evoques auditifs. In: *Rev Laryngol Otol Rhinol* (112 (1)), S. 17–19.

Dau; Wegner; Mellert; Kollmeier (2000): Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion. In: *J Acoust Soc Am* 107 (3), S. 1530–1540.

Davis (1976): Principles of electric response audiometry. In: *ANN OTO RHINO LARYN*.

Deutsche Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie e.V. (2009): Konsensus DGPP 2001 UNHS, vom 2.1. In: *Phoniatrie-Pädaudiologie-Mitteilung*.

Don; Ponton; Eggermont; Masuda (1993): Gender differences in cochlear response time: an explanation for gender amplitude differences in the unmasked auditory brain-stem response. In: *J Acoust Soc Am* 94 (4), S. 2135–2148. DOI: 10.1121/1.407485.

Durrant; Collet (2004): Auditory steady-state response evaluation of auditory thresholds in cochlear implant patients. In: *Int J Audiol* 43 (1), S. 1–5.

Ehrmann-Müller; Alzoubi; Cebulla; Hagen; Eleftheriadou; Shehata-Dieler (2017): ASSR-Anwendung mit frequenzspezifischen Chirp-Reizen zur Überprüfung des Hörvermögens bei Kindern und Erwachsenen. Dissertation, Würzburg.

Elberling; Callø; Don (2010): Evaluating auditory brainstem responses to different chirp stimuli at three levels of stimulation. In: *J Acoust Soc Am* 128 (1), S. 215–223. DOI: 10.1121/1.3397640.

Elberling; Don (2008): Auditory brainstem responses to a chirp stimulus designed from derived-band latencies in normal-hearing subjects. In: *J Acoust Soc Am* 124 (5), S. 3022–3037. DOI: 10.1121/1.2990709.

Elberling; Don; Cebulla; Sturzebecher (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. In: *J Acoust Soc Am* 122 (5), S. 2772–2785. DOI: 10.1121/1.2783985.

Esteves; Dell' Aringa; Arruda; Dell' Aringa; Nardi (2009): Brainstem evoked response audiometry in normal hearing subjects. In: *Braz J Otorhinolaryngol* 75 (3), S. 420–425.

Felisati (2007): Deafness in the 20th Century. Evolution of clinical otology, prevention and rehabilitation of hearing defects. In: *ACTA OTORHINOLARYNGO* (27 (1)), S. 45–53.

Ferm; Lightfoot; Stevens (2013): Comparison of ABR response amplitude, test time, and estimation of hearing threshold using frequency specific chirp and tone pip stimuli in newborns. In: *Int J Audiol* 52 (6), S. 419–423. DOI: 10.3109/14992027.2013.769280.

Francois; Dehan; Carlevan; Dumont (2016): Use of auditory steady-state responses in children and comparison with other electrophysiological and behavioral tests. In: *Eur Ann Otorhinolaryngol*. DOI: 10.1016/j.anorl.2016.07.008.

Gorlin, R J; Toriello, H V; Cohen, M M (1995): Hereditary hearing loss and its syndromes. Oxford New York. New York: Oxford University Press (Oxford monographs on medical genetics, 28).

Grevers, G; Iro, H; Probst, R (Hg.) (2008): Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. 3. Aufl.: Georg Thieme Verlag.

Held, L; Rufibach, K; Seifert, B (2013): Medizinische Statistik: Konzepte, Methoden, Anwendungen: Pearson Studium.

Hofmann; Wouters (2010): Electrically Evoked Auditory Steady State Responses in Cochlear Implant Users. In: *Jaro-J Assoc Res Oto* 11 (2), S. 267–282. DOI: 10.1007/s10162-009-0201-z.

Holling, H; Gediga, G (2016): Statistik – Testverfahren. 1. Aufl.: Hogrefe Verlag.

Hoppe (2016): Hörgeräteerfolgskontrolle mit dem Freiburger Einsilbertest. In: *HNO* 64 (8), S. 589–594. DOI: 10.1007/s00106-016-0178-y.

Hoth; Janssen; Muhler; Walger; Wiesner (2012): Objective hearing tests in pediatric audiology: AGERA recommendations for follow-up diagnosis in infants that fail newborn hearing screening tests. In: *HNO* 60 (12), S. 1100–1102. DOI: 10.1007/s00106-012-2619-6.

Hoth, S; Mühler, R; Neumann, K; Walger, M (2015): Objektive Audiometrie im Kindesalter: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen (2007): Abschlussbericht S05-01: Früherkennungsuntersuchung von Hörstörungen bei Neugeborenen.

Interacoustics A/S (2015): Bedienungsanleitung - DE Eclipse. Interacoustics A/S. Online verfügbar unter <http://www.interacoustics.com/de/resources/manuals-18/eclipse-manuals/603-instructions-for-use-eclipse-de/file>.

Interdisziplinäre Konsensus-Konferenz für das Neugeborenen-Hörscreening HNO (2004): Universelles Hörscreening bei Neugeborenen. In: *HNO* 52 (11), S. 1020–1028. DOI: 10.1007/s00106-004-1165-2.

Janssen; Niedermeyer; Arnold (2006): Diagnostics of the cochlear amplifier by means of distortion product otoacoustic emissions. In: *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 68 (6), S. 334–339. DOI: 10.1159/000095275.

Janssen; Steinhoff; Bohnke (1988): Pegel-Latenz-Kennlinienfelder zur HNO-ärztlichen Befundhilfe bei der BERA. In: *HNO* 36 (8), S. 318–323.

Johnson; Brown (2005): Threshold prediction using the auditory steady-state response and the tone burst auditory brain stem response: a within-subject comparison. In: *EAR HEARING* 26 (6), S. 559–576.

Kenner, C; Wright Lott, J (Hg.) (2013): Comprehensive Neonatal Nursing Care. Fifth Edition. 5. Aufl. New York: Springer Publishing Company, LLC.

Kießling, J; Kollmeier, B; Diller, G (2008): Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten. 1. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

Kompis, M (2013): Audiologie. 3. vollständig überarbeitete Auflage. Bern: Verlag Hans Huber.

Kramme, R (Hg.) (2007): Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung. 3. Aufl.: Springer Medizin Verlag Heidelberg.

Lehnhardt; Samii (1982): Neuro-otologic diagnosis of tumors of the posterior cranial fossa--delayed auditory evoked potentials also on the opposite side. In: *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 61 (9), S. 501–504.

Lehnhardt, E; Laszig, R (2001): Praxis der Audiometrie. 8. Aufl. Stuttgart: Thieme.

Mahomed; Swanepoel; Eikelboom; Soer (2013): Validity of automated threshold audiometry: a systematic review and meta-analysis. In: *Ear Hear* 6 (34), S. 745–752. DOI: 10.1097/01.aud.0000436255.53747.a4.

Matas; Neves; Carvalho; Leite (2009): Post-auricular muscle reflex in the Middle Latency Evoked Auditory Response. In: *Braz J Otorhinolaryngol* 75, S. 579–585.

Morimoto; Sakabe (2006): Auditory evoked potentials. In: *Masui* 55 (3), S. 314–321.

Mrowinski, D; Scholz, G (Hg.) (2006): Audiometrie. Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung. Mit CD-ROM AUDIOSIM-Lernprogramm für die Tonschwellenaudiometrie mit Vertäubung. 3. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Mühler; Hoth (2014): Objektive audiologische Diagnostik im Kindesalter. In: *HNO* 62 (10), S. 702–717. DOI: 10.1007/s00106-014-2920-7.

Nagel, P; Gürkov, R (2005): Basics Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. 1. Aufl. München: Elsevier GmbH, Urban und Fischer Verlag.

O'Beirne; Patuzzi (1999): Basic properties of the sound-evoked post-auricular muscle response (PAMR). In: *Hearing Res* 138 (1-2), S. 115–132.

Picton; Durieux-Smith; Champagne; Whittingham; Moran; Giguere; Beauregard (1998): Objective evaluation of aided thresholds using auditory steady-state responses. In: *J AM ACAD AUDIOL* 9 (5), S. 315–331.

Picton; Hillyard; Krausz; Galambos (1974): Human auditory evoked potentials 1: Evaluation of components. In: *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* (36), S. 179–190.

Picton, T W (2011): Human auditory evoked potentials. San Diego, California: Plural Publishing.

Prosser; Arslan (1985): Does general anaesthesia affect the child's auditory middle latency response (MLR)? In: *Scand Audiol* 14 (2), S. 105–107.

Quddusi; Blakley (2009): Comparison of three methods of testing hearing in mice. In: *J Otolaryngol-Head N* 38 (3), S. 318–322.

Rance; Dowell; Rickards; Beer; Clark (1998): Steady-State Evoked Potential and Behavioral Hearing Thresholds in a Group of Children with Absent Click-Evoked Auditory Brain Stem Response. In: *EAR HEARING* 19 (1).

Reiß, M (2009): Facharztwissen HNO-Heilkunde. Berlin, Heidelberg: Springer.

Sachs, L (2004): Angewandte Statistik. Anwendung statistischer Methoden. 11. Aufl. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.

Sardari; Jafari; Haghani; Talebi (2015): Hearing aid validation based on 40 Hz auditory steady-state response thresholds. In: *Hearing Res* 330 (Pt A), S. 134–141. DOI: 10.1016/j.heares.2015.09.004.

Schebsdat; Kohl; Corona-Strauss; Seidler; Strauss (2018): Free-field evoked auditory brainstem responses in cochlear implant users. In: *Audiol res* 8 (2), S. 216. DOI: 10.4081/audiores.2018.216.

Schmidt; Bohlender; Deuster; Knief; Matulat; Dinnesen (2004): The use of melatonin as an alternative to sedation in children undergoing brainstem audiometry. In: *Laryngorhinootologie* 83 (8), S. 523–528. DOI: 10.1055/s-2004-814471.

Schmidt, R F; Lang, F; Heckmann, M (2010): Physiologie des Menschen. mit Pathophysiologie. 31. Aufl.: Springer Medizin Verlag Heidelberg.

Schönweiler; Schmidt (2009): Universal auditory screening of neonates and hearing disorders in childhood. In: *Dtsch Arztebl Int* 106 (20), S. 355–356. DOI: 10.3238/arztebl.2009.0355.

Schwartz; Morris; Spydell; Brink; Grim; Schwartz (1990): Influence of click polarity on the brain-stem auditory evoked response (BAER) revisited. In: *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 77 (6), S. 445–457.

Sengpiel (2015): Pegelabnahme von Schalldruck und Schallintensität mit der Entfernung. Vorlesung. Universität der Künste (UdK) Berlin, Berlin.

Shabana; Selim; Abd El-Latif; Hamdy; El-Gohary (2019): Comparative study of auditory brainstem response and auditory steady-state response as an objective measure for hearing aid verification. In: *Hearing Balance Commun* 17 (1), S. 35–41. DOI: 10.1080/21695717.2018.1542881.

Sichelschmidt (2011): Evaluierung der Verifikation einer Hörsystemversorgung durch eine objektive Chirp-BERA. Bachelorarbeit. Hochschule für angewandte Wissenschaften, Aalen. Fachbereich Optik und Mechatronik.

Stapells; Gravel; Martin (1995): Thresholds for auditory brain stem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss. In: *EAR HEARING* 16 (4), S. 361–371.

Stegmann (2009): „BERA-Screeningverfahren im Einsatz bei Hochrisikokindern“. Philipps-Universität Marburg, Marburg.

Stöhr, M; Dichgans, J; Buettner, U W; Hess, W; Altenmüller, E (1996): Evozierte Potentiale: SEP-VEP-AEP-EKP-MEP: Springer Berlin Heidelberg.

Strutz, J; Mann, W (Hg.) (2010): Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie. 2. Aufl. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag KG.

Stürzebecher; Wagner; Cebulla; Heine; Jezynski (1993): Rationelle objektive Hörschwellenbestimmung mittels Tonpuls-BERA mit Notched-Noise-Maskierung. In: *Audiologische Akustik* (32), 164-176.

Tharpe (2008): Unilateral and mild bilateral hearing loss in children: past and current perspectives. In: *TRENDS AMPLIF* 12 (1), S. 7–15. DOI: 10.1177/1084713807304668.

Tharpe; Sladen (2008): Causation of permanent unilateral and mild bilateral hearing loss in children. In: *TRENDS AMPLIF* 12 (1), S. 17–25. DOI: 10.1177/1084713807313085.

Thornton (1975): The use of post-auricular muscle responses. In: *J Laryngol Otol* (89), S. 997–1010.

Thurnher, D; Grasl, M C; Erovic, B M; Lercher, P (2011): HNO-Heilkunde. Ein symptomorientiertes Lehrbuch. Wien: Springer Wien New York.

Tremblay; Miller (2014): How neuroscience relates to hearing aid amplification. In: *Int J Otolaryngol* 2014, S. 641652. DOI: 10.1155/2014/641652.

Weaver and Company (2014): Sell sheet NuPrep® Abrasive Skin Prep Gel. Hg. v. Weaver and Company. Online verfügbar unter <http://www.weaverandcompany.com/pdf/sell-sheet-nuprep.pdf>.

Wendler, J; Seidner, W; Eysholdt, U (Hg.) (2015): Lehrbuch der Phoniatrie und Pädaudiologie. 5. Aufl. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Westra Elektroakustik GmbH (2017): Audiometrie Lautsprecher von WESTRA. Unser Lautsprecher Portfolio. Hg. v. Westra Elektroakustik GmbH. Binswangen. Online verfügbar unter <https://www.westra.de/hoerdiagnostik/audiometrie-lautsprecher/>.

Wiesner; Bohnert; Massinger (2007): Konsenspapier der DGPP zur Hörgeräte-Versorgung bei Kindern, Vers. 3.0. Konsenspapier, Innsbruck.

Wolter (2015): Evaluierung der Auditory Steady State Response und Anwendbarkeit in der Hörgeräteanpassung. FH-Lübeck. Fachbereich Angewandte Naturwissenschaften Studiengang Medizintechnik Fachrichtung Hörgeräteakustik.

World Health Organization (2018): Deafness and hearing loss. fact sheet. Hg. v. WHO. Online verfügbar unter <http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>.

Wu; Wu; Li; Zhang (2009): Threshold prediction in adults with normal hearing using ASSR, Tb-ABR and c-ABR: a within-subject comparison. In: *Lin Chung Er Bi Yan*

Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi = Journal of clinical otorhinolaryngology, head, and neck surgery 23 (1), S. 4–7.

Zenker Castro; Fernandez Belda; Barajas de Prat (2006): Fitting hearing aids in early childhood based on auditory evoked potentials in steady states. In: *Acta Otorinolaringol Esp* 57 (9), S. 388–393.

Zirn; Louza; Reiman; Wittlinger; Hempel; Schuster (2014): Comparison between ABR with click and narrow band chirp stimuli in children. In: *INT J PEDIATR OTORHI* 78 (8), S. 1352–1355. DOI: 10.1016/j.ijporl.2014.05.028.

7. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Schematische Darstellung des Ohrs im Querschnitt (Schmidt et al. 2010)
Druckerlaubnis s. Anhang..... 3*
- Abb. 2: Schematische Darstellung der Anatomie der Hörbahn (Schmidt et al. 2010)
Druckerlaubnis s. Anhang..... 4*
- Abb. 3: Darstellung der Einteilung der akustisch evozierten Potentiale nach Latenz (Picton 2011) Druckerlaubnis s. Anhang 12*
- Abb. 4: links: Bildliche Darstellung der Hörbahn mit Zuordnung der Potentiale. rechts: tabellarische Zuordnung der anatomischen Strukturen (Behrbohm et al. 2009) Druckerlaubnis s. Anhang..... 14*
- Abb. 5: Mess-Setup für eine Freifeld-Messung des linken Ohrs; Abstand Lautsprecher zu Kopfmitte 1 m, Winkel Kopf-Schallrichtung 90° (Abgebildet ist die Autorin) 26*
- Abb. 6: Schematische Darstellung der Standard-Einsteckhörer-Messung mit E-A-RTONE™ Einsteckhörern rechts und links. Oberflächenelektroden an den Mastoiden und am Vertex. (L=Links, R=Rechts, VV=Vorverstärker) 32*
- Abb. 7: Schematische Darstellung des Mess-Setups im Freifeld. Abstand Lautsprecher Westra Lab 215 zu Ohr 1m. E-A-RTONE™ Einsteckhörer zur Vertäubung links. Oberflächenelektroden an Mastoiden und Vertex. (L=links, R=rechts, VV= Vorverstärker)..... 33*
- Abb. 8: Elektrodenposition einer FF-Messung des linken Ohrs. (1) Mastoid-Elektrode rechts, (2) E-A-RTONE™ Einsteckhörer zur Vertäubung, (3) Masse-Elektrode, (4) Vertex-Elektrode, (5) Mastoid-Elektrode links. (Abgebildet ist die Autorin) 34*
- Abb. 9: Zeitlicher Verlauf der untersuchten Stimuli (CE-Chirp®, NB CE-Chirp® 500 Hz, NB CE-Chirp® 1 kHz, NB CE-Chirp® 2 kHz, NB CE-Chirp® 4 kHz, Klick), gemessen über ein Loop-Back-System (LBK15). Die Polarität ist Rarefaction, Reizrate 40 /s. (NB=Narrow Band)..... 40*
- Abb. 10: Screenshot einer Hörschwellenmessung mittels Freifeld – ASSR am rechten Ohr eines normalhörenden Probanden. Es wurden die Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz mit schmalbandigen Chirps verwendet. (stim. rate= Stimulus Rate) 44*

Abb. 11: Beispielkurven BERA; E-A-RTONE™ Einsteckhörer (links) und Freifeld (rechts) mit Klickreizen gemessen. Im Freifeld sind die Pegel [dB nHL] (y-Achse) und die Latenzen [ms] (x-Achse) korrigiert. Die Latenzen der Welle V sind jeweils markiert (V). Die Latenzen sind bei 50, 40, 30 dB nHL identisch. (Korr.=Korrigierte Werte für Latenz und Pegel, R= Rechtes Ohr) 50

Abb. 12: Graphische Darstellung der Mittelwerte (Balken) und Standardabweichungen (Fehlerbalken) der Amplituden der Welle V [μ V] bei Reizdarbietung Klick (schwarz) und CE-Chirp® (grau) bei Reizpegeln von 60 dB nHL bis 0 dB nHL im Freifeld. Die Amplituden der CE-Chirps waren signifikant größer als die der Klicks. 54

Abb. 13: Graphische Darstellung der Mittelwerte der Latenzen der Welle V [ms] bei 60 dB nHL für NB CE-Chirp®-Reize im Freifeld (schwarz) und der Standardabweichung (Fehlerbalken) bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz, gegenüber dem korr. Normwert (entspricht Normwert für E-A-RTONE™ Einsteckhörer + 2,1ms) (grau). N= 20 Probanden. Der Mittelwert aus den 4 Frequenzen unterschied sich nicht signifikant vom Normwert. 57

Abb. 14: Graphische Darstellung der Mittelwerte der Latenzen der Welle V [ms] bei 40 dB nHL für NB CE-Chirp®-Reize im Freifeld (schwarz) und der Standardabweichung (Fehlerbalken) bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz, gegenüber dem korr. Normwert (entspricht Normwert für E-A-RTONE™ Einsteckhörer + 2,1ms) (grau). N= 20 Probanden. Der Mittelwert aus den 4 Frequenzen unterschied sich nicht signifikant vom Normwert. 59

Abb. 15: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichung (Fehlerbalken) der Latenzen der Welle V [ms] der Chirp-Messreihen im Freifeld bei 40 dB nHL (schwarz) und 60 dB nHL (grau) bei N=20 Probanden für die Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz. 60

Abb. 16: Graphische Darstellung der Mittelwerte und der Standardabweichung (Fehlerbalken) der Hörschwellen des subjektiven Tonaudiogramms (schwarz) und der im Freifeld generierten Tonschwellenbestimmung mittels der ASSR (grau) bei den Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz. Die Hörschwellen unterschieden sich nicht signifikant. 62

Es wurde die schriftliche Erlaubnis zur Nutzung der Abbildungen 1 - 4 bei den Verlagen Springer, Thieme und Plural Publishing inc. eingeholt. (s. Anhang)

8. Tabellenverzeichnis

<i>Tab. 1: Normwerte der Welle V für CE-Chirp® und Klick-Reiz der Standard-BERA.....</i>	<i>39</i>
<i>Tab. 2: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Hörschwellen [dB] aus Tonaudiogrammen der Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz von N=20 Probanden. Die Probanden waren normalhörig.</i>	<i>49</i>
<i>Tab. 3: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Latenzen [ms] der Welle V im Freifeld und über E-A-RTONE™ Einsteckhörer gemessen für CE-Chirp®-Reize bei Reizpegeln von 30 dB nHL bis 60 dB nHL. N = Anzahl der Probanden. Die Latenzen unterschieden sich nicht signifikant.</i>	<i>51</i>
<i>Tab. 4: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Latenzen [ms] der Welle V im Freifeld und über E-A-RTONE™ Einsteckhörer gemessen für Klick-Reize bei Reizpegeln von 30 dB nHL bis 60 dB nHL. N = Anzahl der Probanden. Die Latenzen unterschieden sich nicht signifikant.</i>	<i>52</i>
<i>Tab. 5: Normwert der Latenz der Welle V [ms] (entspricht Normwert für E-A-RTONE™ Einsteckhörer + 2,1ms) und Standardabweichung (SD) gegenüber Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der Latenzen der Welle V [ms] im Freifeld bei 60 dB nHL an N = 20 Probanden. Der Messwert unterschied sich signifikant vom Normwert.....</i>	<i>56</i>
<i>Tab. 6: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Hörschwellen [dB nHL] aus Freifeld-ASSR und subjektivem Tonaudiogramm der Frequenzen 0,5, 1, 2, 4 kHz bei N= 20 Probanden. Die Hörschwellen unterschieden sich nicht signifikant.</i>	<i>61</i>

9. Anhang

Druckerlaubnis Abb.3



Permissions Department
5521 Ruffin Road
San Diego, CA 92123
Telephone: 858-492-1555
Fax: 858-492-1020
Email: permissions@PluralPublishing.com

Request for Permission to Republish

February 15, 2017

Elisabeth Keidel



Plural Publishing, Inc., hereby grants non-exclusive permission to republish, on the terms set forth below, the materials identified below:

1. The permission fee (if applicable) is paid within 30 days.
2. Use of the material is restricted to one-time noncommercial use (not for sale) in a thesis. The credit line given below must appear on the same page as the Plural material.
3. The material may not be altered, adapted, added to, or deleted from in any way without our written permission.
4. The following credit line appears wherever the material is used:

Credit Line to Read: Figure 1-1 from *Human Auditory Evoked Potentials* by T.W. Picton. Copyright © 2011 Plural Publishing, Inc. All rights reserved. Used with permission.

Please return the enclosed invoice with your payment.

Plural Material	Fee
Figure 1-1 (p. 3) from <i>Human Auditory Evoked Potentials</i> (2007) by T.W. Picton.	Fee waived



Assistant Editor

PAYMENT should be made by check to:
Plural Publishing, Inc.
5521 Ruffin Road
San Diego, CA 92122

PERMISSION LETTER

January 16, 2017

Springer reference

Physiologie des Menschen
Part of the series Springer-Lehrbuch pp 315-335
Die Kommunikation des Menschen: Hören und Sprechen
H. P. Zenner
DOI 10.1007/978-3-642-01651-6_16
Print ISBN 978-3-642-01650-9
Online ISBN 978-3-642-01651-6

Material to be reused: 16.4 and 16.8

Your project

Requestor: Elisabeth Keidel
University: Julius-Maximilians-Universität Würzburg
Purpose: Dissertation/Thesis

With reference to your request to reuse material in which Springer controls the copyright, our permission is granted free of charge under the following conditions:

Springer material

- represents original material which does not carry references to other sources (if material in question refers with a credit to another source, authorization from that source is required as well);
- requires full credit (Springer book/journal title, chapter/article title, volume, year of publication, page, name(s) of author(s), original copyright notice) to the publication in which the material was originally published by adding: "With permission of Springer";
- figures, illustrations, and tables may be altered minimally to serve your work. Any other abbreviations, additions, deletions and/or any other alterations shall be made only with prior written authorization of the author;
- Springer does not supply original artwork or content.

This permission

- is non-exclusive;
- is valid for one-time use only for the purpose of defending your thesis limited to university-use only and with a maximum of 100 extra copies in paper. If the thesis is going to be published, permission needs to be reobtained.
- includes use in an electronic form, provided it is an author-created version of the thesis on his/her own website and his/her university's repository, including UMI (according to the definition on the Sherpa website: <http://www.sherpa.ac.uk/romeo/>);
- is subject to courtesy information to the author (address is given in the publication);
- is personal to you and may not be sublicensed, assigned, or transferred by you to any other person without Springer's written permission;
- is only valid if no personal rights, trademarks, or competitive products are infringed.

This license is valid only when the conditions noted above are met.

Permission free of charge does not prejudice any rights we might have to charge for reproduction of our copyrighted material in the future.



RECHNUNG

Rechnungsnr.: CRS502207916
Rechnungsdatum: 10. Februar 2017
Kontonr.: 3001111240
Ust.-ID Lizenzgeber: DE147638607
CCC Federal ID: 13-2922432
Bedingungen: Bei Erhalt fällig

ELISABETH KEIDEL



Vielen Dank für Ihren Auftrag zum Erwerb von Nutzungsrechten von Georg Thieme Verlag KG, Ruedigerstr. 14, Stuttgart 70469 Germany über den RightsLink-Dienst der Frankfurter Buchmesse. Diese Rechnung wurde von der Frankfurter Buchmesse GmbH, Braubachstr. 16, D-60311 Frankfurt, namens und im Auftrag des Rechteinhabers erstellt.

Lizenznr.: 4045200913386
Nutzungsart: Wissenschaftliche Arbeit
Lizenzdatum: 10. Februar 2017
Publikation: 9783131478726
ID des Originalwerks: 9783131478726
Titel: Kurzlehrbuch Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
Autor/Herausgeber: Behrbohm, Hans

	Preis
Auftragssumme	63,00 EUR
Zwischensumme:	63,00 EUR
MwSt. (7,00%):	4,41 EUR
Gesamtbetrag:	67,41 EUR

Fällige
Gesamtsumme: 67,41 EUR

Zahlungsempfänger ist Copyright Clearance Center.
Bitte befolgen Sie die Zahlungsanweisungen am Ende der Seite.

Zahlung per Banküberweisung: Bitte geben Sie bei der Zahlung immer Ihre Rechnungsnummer CRS502207916 an.

Bankinformationen: PNC Bank Kontoinhaber: CCC BLZ: 50210900 Konto-Nr.: 4113817033 BIC (SWIFT CODE): CITIDFFF IBAN: DE74 5021 0900 4113 8170 33

Zahlung per Kreditkarte: Besuchen Sie <https://myaccount.copyright.com> und wählen Sie die Verknüpfung "Zahlbare Rechnungen anzeigen".

Probandeninformation zur „Untersuchung zu ASSR-Messungen im freien Schallfeld als Voraussetzung für die Überprüfung von Hörhilfeeinstellungen mit einem objektiven Hörprüfverfahren“

Liebe Probanden,

zur stetigen Verbesserung der Überprüfung von Hörsystemen, insbesondere bei Kleinkindern, sind Studien erforderlich, bei deren Durchführung wir auf Ihre Hilfe angewiesen sind. Wir möchten Sie daher bitten, an der Studie zur Weiterentwicklung von objektiven Hörprüfverfahren teilzunehmen.

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Sie können jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteil die Teilnahme ablehnen als auch eine bereits gegebene Einwilligung widerrufen. Bei Rücktritt von der Studie werden bereits gewonnenen Daten zwar nicht gelöscht, verbleiben jedoch nur noch als anonymisiertes Datenmaterial. Die erhobenen Daten werden von Doktoranden gemeinsam mit dem Studienleiter ausgewertet, deren Ergebnisse dann in wissenschaftliche Vorträge, Promotionen und Publikationen einfließen.

Für die Untersuchung ist die Kenntnis über den Verlauf der aktuellen Hörschwelle wichtig. Aus diesem Grund wird zu Beginn mittels Kopfhörer ein Tonaudiogramm (4 Einzelfrequenzen 500, 1k, 2k und 4kHz) aufgezeichnet, was ca. 15 Minuten dauert. Dadurch erhalten wir und Sie Informationen über Ihr Hörvermögen.

Im Anschluss untersuchen wir Ihr Hörvermögen mit einer Methode, bei der Sie nicht mitarbeiten müssen. Es werden von der Kopfhaut elektrische Nervenaktivitäten registriert, die beim Hören akustischer Reize entstehen. Das Untersuchungsverfahren heißt ASSR-Messung (Auditory Steady-State Response) und findet in einem relativ schalldichten Raum statt. Sie können dort auf einem Sessel bequem Platz nehmen, während Ihnen 4 Hautelektroden am Kopf befestigt werden. Davon werden sich 2 hinter den Ohren befinden, eine am Haaransatz und eine an der Schläfe. Während der Messung werden Ihnen über Lautsprecher und Einsteckhörer (zufällig) akustische Stimuli in verschiedene, angenehme Lautstärken dargeboten. Sie können sich entspannen, da die Messung keiner aktiven Mitarbeit Ihrerseits bedarf. Die Untersuchung dauert etwa 30-45 Minuten.

Insgesamt sollten also 60 Minuten Zeitaufwand eingeplant werden.

Falls Sie Fragen bezüglich der Studie oder der Messung haben, können Sie uns gerne ansprechen.

Schon im Voraus möchten wir uns herzlich für Ihre Teilnahme bedanken.

Einwilligungserklärung des Probanden

Mit der Unterschrift erteile ich meine Einwilligung zur Teilnahmen an der Studie

„Untersuchung zu ASSR-Messungen im Freifeld als Voraussetzung zur Hörgeräteüberprüfung bei Kleinkindern“,

zur Erhebung aller im Rahmen der Studie vorgesehenen Daten sowie zur Durchführung der geplanten Untersuchung bei mir: (Nachname, Vorname)

Die Teilnahme erfolgt bei Normalhörigkeit, welche vorangehend in einem Tonaudiogramm überprüft wird. Im Anschluss erfolgt die Untersuchung im Rahmen einer ASSR-Messung. Ich habe die Probandeninformation erhalten. Zu jedem dieser Punkte wurde mir die Möglichkeit zu Rückfragen gegeben. Hierzu habe ich keine weiteren Fragen.

Mir wurde zugesichert, dass alle im Rahmen der Studie erhobenen Daten pseudonymisiert behandelt werden. Ich habe jederzeit Rücktrittsrecht von der unten erteilten Einwilligung zur Teilnahme. Ich kann bei Rücktritt die Löschung aller Erhebungsdaten erwirken.

Würzburg, den

(Unterschrift des Probanden)

(Unterschrift des Aufklärenden)

Danksagung

Ich danke herzlich meinen Probanden, meiner Familie, Prof. Dr. M. Cebulla, Julius Bäcker und besonders Florian Bruse für die Unterstützung und Motivation.