

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. R. Hagen

**Screening und Hörschwellenbestimmung
mit dem BERAphon[®] xxl beim Erwachsenen**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg
vorgelegt von
Kathrin Brutscher
aus Ulm

Würzburg, November 2006

Referentin: Frau Priv.- Doz. Dr. med./ET Wafaa E. Shehata-Dieler

Koreferent: Herr Prof. Dr. med. R. Hagen

Dekan: Herr Prof. Dr. med. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 23.2.2007

Die Promovendin ist Ärztin.

Inhalt

1. Einleitung	1
1.1 Problemstellung	1
1.1.1 Epidemiologie von Hörstörungen im Erwachsenenalter	1
1.1.2 Problematik subjektiver Hörtestverfahren	2
1.2 Allgemeine Grundlagen der elektrischen Reaktionsaudiometrie (ERA)	3
1.2.1 Begriffsdefinitionen	5
1.2.2 Hirnstammaudiometrie (BERA)	6
1.3 angestrebte Ziele	8
2. Material und Methoden	9
2.1 Studiengruppe	9
2.2 Messgerät	9
2.3 Methoden	11
2.3.1 Testparameter	11
2.3.2 Untersuchungsablauf	13
2.3.3 erforderliche Rahmenbedingungen	17
2.4 Methoden der Statistik	18
3. Ergebnisse	19
3.1 Ergebnisse der Referenzmessung: Tonaudiometrie	19
3.2 Ergebnisse des Hörscreenings	20
3.2.1 Screening-Ergebnisse bei 40dB	20
3.2.2 Screening-Ergebnisse bei 30dB	20
3.2.3 Screening-Ergebnisse bei 20dB	20
3.3 Ermittlung der Hörschwelle	23
3.3.1 Ergebnisse der Zeitgang-Messungen	23
3.3.2 Ergebnisse der Standard-Messungen	27
3.3.3 Vergleich der Ergebnisse in Zeitgang- und Standard-Verfahren	29
3.3.4 Vergleich der geschlechtsspezifischen Ergebnisse	31

3.4 Vergleich der Messergebnisse bei Erwachsenen und Neugeborenen	32
3.4.1 Vergleich der Methodik.....	32
3.4.2 Vergleich der Ergebnisse im Screening.....	33
3.4.3 Vergleich der Ergebnisse in der Zeitgang-Messung.....	34
3.4.4 Zusammenfassung	34
4. Diskussion.....	35
4.1 zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse	35
4.2 Ergebnisse des Hörscreenings	36
4.3 Ermittlung der Hörschwelle	38
4.4 Vergleich der Messergebnisse bei Erwachsenen und Neugeborenen	41
4.5 Anwendungsgebiete des BERAphon [®] xxl	43
4.6 Fazit	45
5. Zusammenfassung	46
6. Literaturverzeichnis	48
7. Abbildungsverzeichnis	54

1. Einleitung

1.1 Problemstellung

1.1.1 Epidemiologie von Hörstörungen im Erwachsenenalter

Seit Mitte der 90er Jahre gewinnen Erforschung und Bedeutung von kindlichen Hörstörungen in sehr frühen Lebensphasen auf nationaler und europäischer Ebene zunehmend an Bedeutung. Bereits 1998 wurde auf der „European Consensus Development Conference on Neonatal Hearing Screening“ ein europäischer Konsens zum Neugeborenen-Hörscreening verabschiedet [1, 2], im September 2002 veröffentlichte die Arbeitsgruppe „STANDARD OF CARE“ der Gesellschaft für Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin Empfehlungen zum Neugeborenen-Hörscreening, die ein generelles, beidseitiges Hörscreening im Rahmen der Vorsorgeuntersuchung U3 befürworten [3]. Die Durchführung von Hörscreenings wird an immer mehr Kliniken in verschiedenen Regionen Deutschlands obligat [4] und man setzt sich zum Ziel, mindestens 95% aller Geburten einer bestimmten Region zu erfassen [5].

Die Problematik der ca. 15 Millionen [6] schwerhörigen Erwachsenen in Deutschland gelangt jedoch nur selten an die Öffentlichkeit. Schätzungen der Universität Maastricht zufolge wird die Zahl der Schwerhörigen bis zum Jahr 2005 auf 60 Millionen europaweit steigen, das britische Institut of Hearing Research veranschlagt einen Anstieg auf 80 Millionen [6].

Die Auswirkungen der Schwerhörigkeit auf Arbeitsleben und soziale Kontakte sind enorm. Seit Anfang 2001 beschäftigt sich das Projekt SEAL (Schwerhörige und Ertaubte im Arbeitsleben) mit der Situation hörgeschädigter Arbeitnehmer. Ein Integrationsfachdienst für schwerhörige, ertaubte und tinnitusbetroffene Menschen im Arbeitsleben in Köln versucht, auf resultierende Probleme aufmerksam zu machen, und diese zu lösen [7].

Auch die Häufigkeit der Lärmschwerhörigkeit als Berufskrankheit muss in diesem Zusammenhang beachtet werden. Nach Angaben des Bundesministeriums für Arbeit und Sozialordnung gehört die Lärmschwerhörigkeit zu den häufigsten Berufskrankheiten. Im Jahre 1999 lag die Zahl der anerkannten Erkrankungsfälle bei 7.039,

die der Verdachtsfälle bei 12.448 [8]. Wichtigstes Mittel in der Diagnostik der Lärmschwerhörigkeit, einer Form der Innenohrschwerhörigkeit, stellen derzeit tonaudiometrische Untersuchungen dar. Bei dieser Art der Hörtestung muss die Kooperation der Testperson gewährleistet sein, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten [9].

1.1.2 Problematik subjektiver Hörtestverfahren

Bereits in der Darstellung der verhaltensaudiometrischen Hörtestung im Rahmen der arbeitsmedizinischen Untersuchung wurde auf die Notwendigkeit der Kooperation des Patienten bei der Durchführung des Tests hingewiesen (1.1.1). Subjektive Tests unterliegen im Allgemeinen der Problematik der Beeinflussbarkeit durch die Testperson. Im Gegensatz hierzu liefert ein objektiver Test ein unbeeinflussbares Ergebnis, das nicht von der aktiven Mitarbeit des Patienten abhängt.

Während es sich bei der audiometrischen Hörprüfung um einen subjektiven, psychoakustischen Test handelt - die Testperson reagiert zum Beispiel beim Tonaudiogramm per Knopfdruck auf einen vorgegebenen Reiz definierten Pegels - stellt die elektrische Reaktionsaudiometrie eine objektive Testmethode dar. Als Antwort auf einen dargebotenen Reiz erhält der Untersucher, als objektive Reizantwort des Hörorgans, ableitbare elektrische Potentiale. Die Funktion des Gehörs kann mit Hilfe physiologischer, unwillkürlicher Reaktionen und Parameter gemessen werden.

Neben der hier behandelten elektrischen Reaktionsaudiometrie (ERA) zählen Impedanzaudiometrie und die Messung otoakustischer Emissionen (OAE) zu den in der objektiven Gehöruntersuchung verwendeten Methoden [10].

Der Vorteil dieser Testmethoden liegt einerseits in der Beständigkeit des Ergebnisses, d.h., die Testergebnisse können nicht von Faktoren wie Konzentration und Kooperation der Testperson beeinflusst werden, andererseits kann mit diesen Messmethoden aber auch das Gehör von Personen überprüft werden, die nicht zur aktiven Mitarbeit fähig sind (Säuglinge, Kleinkinder, Personen mit geistigen und körperlichen Einschränkungen).

1.2 Allgemeine Grundlagen der elektrischen Reaktionsaudiometrie (ERA)

Die elektrische Reaktionsaudiometrie beruht auf der Messung elektrischer Potentiale am geschlossenen Schädel des Patienten: Die Darbietung akustischer Reize führt zu elektrischen Verarbeitungsvorgängen in auditorischem System und Gehirn. Die hierbei entstehenden auditorisch evozierten Potentiale (AEP) können über Elektroden an der Schädeloberfläche abgegriffen und gemessen werden.

Die Tatsache, dass akustische Reize zu Veränderungen im EEG führen, wurde schon sehr früh erkannt [11], die diagnostische Anwendbarkeit der evozierten Potentiale wurde aber erst durch die Arbeit Dawsons um 1950 ermöglicht: Er erkannte, dass die abgeleiteten Potentiale summiert werden müssen, und entwickelte ein erstes Gerät, das eine klinische Anwendung ermöglichte [12].

Da die eigentlich zu messenden Signale häufig von zeitgleich auftretenden Störungen - spontanen EEG-Signalen - überlagert sind, ist eine Verbesserung des Signal-Störungsverhältnisses nötig. Diese geschieht durch:

- 1.) Differenzableitung und Verstärkung
- 2.) Filterung
- 3.) Mittelung.

Die ableitbaren Potentiale lassen sich aufgrund der Latenzzeiten in frühe (FAEP), mittlere (MAEP) und späte (SAEP) auditorisch evozierte Potentiale unterteilen. Für die Durchführung dieser Arbeit sind ausschließlich die frühen auditorisch evozierten Potentiale und deren Ableitung in Form der Hirnstammaudiometrie von Bedeutung.

Abbildung 1.1 zeigt schematisch den Aufbau einer Apparatur zur Ableitung auditorisch evozierter Potentiale:

Reizgenerator, dB-Teiler und Wandler dienen der Erzeugung und Darstellung des akustischen Signals, durch die Elektroden werden Patient und Messgerät miteinander verbunden. Hierbei wird die elektrische Leitfähigkeit des Gewebes ausgenutzt: neuronal entstehende Ströme können als elektrische Spannungsdifferenzen an der Schädeloberfläche gemessen werden. Verstärker und Filter gewährleisten ein verbessertes EEG-Signal durch die Herstellung eines günstigen Nutz- Störsignal-Verhältnisses, und durch Wandler, Datenprozessor sowie die entsprechende Software wird der Untersuchungsablauf gesteuert und eine digitale Datenverarbeitung und Auswertung wird ermöglicht [13].

Blockdiagramm einer Apparatur zur Messung der akustisch evozierten Potentiale

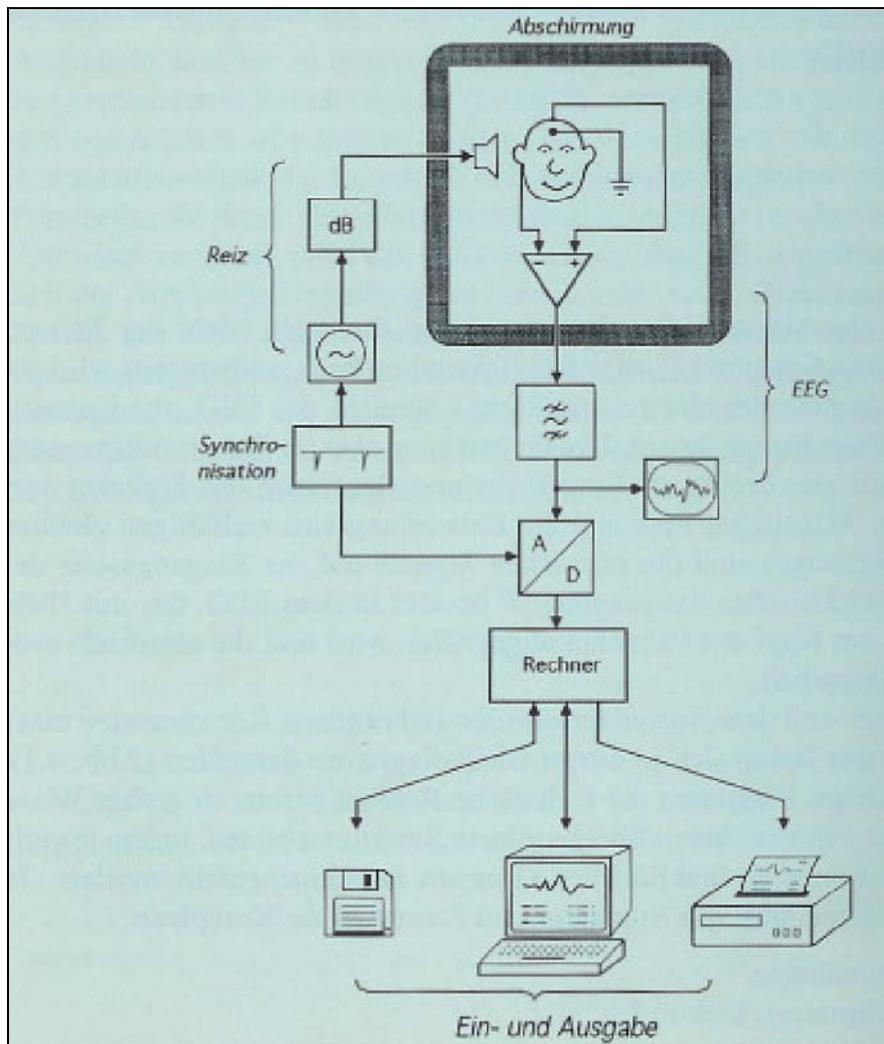


Abb. 1.1

Als akustische Reize dienen in der elektrischen Reaktionsaudiometrie ausschließlich zeitlich begrenzte Reize. So werden für die Ableitung der frühen Potentiale (ECochG und BERA) Click- und Bloppreize genutzt, für spätere Potentiale wie MLRA oder CERA finden verschiedene Tonbursts Verwendung.

Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Clicks sind als Rechteckimpulse bestimmter Dauer definiert. Je nachdem, in welche Richtung eine Auslenkung der Membran des Wandlers bewirkt wird, spricht man von Druck- oder Sogreiz. Diese Reizart bietet ein breitbandiges Frequenzspektrum mit einem Maximum bei ca. 2 kHz. Der Clickreiz ist

nicht frequenzspezifisch und erregt Hörnervenfasern ausschließlich im Bereich von 1 – 4 kHz [14].

Im Gegensatz hierzu sind Tonbursts trapezförmige Ausschnitte aus Tönen unterschiedlicher Frequenz. Kennzeichnend für diese Reizart sind Anstieg- und Abfallzeit mit dazwischen liegender Plateaudauer [15].

Die Reizintensität wird wie in der Audiometrie üblich in der Einheit Dezibel (dB) angegeben [13].

1.2.1 Begriffsdefinitionen

Da die Benennung der einzelnen Potentiale sowie deren Ableitung sehr uneinheitlich ist, sollen im Folgenden für das weitere Verständnis wichtige Begriffe definiert werden. Die Nomenklatur erfolgt in Anlehnung an die Abkürzungsbezeichnung im Buch Audiometrie von Böhme und Welzl-Müller [16]:

ABR	auditorisch evozierte Hirnstammantwort (auditory brainstem response)
ABSR	vgl. ABR
AEP	auditorisch evoziertes Potential (auditory/acoustically evoked potential/response)
AER	vgl. AEP
BAEP	auditorisch evoziertes Hirnstammpotential (brainstem auditory evoked potential)
BERA	Messung der elektrischen Aktivität des Hirnstammes nach akustischer Reizung (brainstem evoked response audiometry)
BSER	Hirnstammantwort (brainstem evoked response)
BSP	Hirnstammpotential (brainstem potential)
CERA	Messung später, auditorisch evozierter Potentiale (cortical evoked response audiometry)
ECochG	Elektrocochleographie, Messung der elektrischen Aktivität des Innenohres und der Hörnerven nach akustischer Reizung
EEG	Elektroenzephalogramm, elektrische Spannungsschwankungen, mittels

	Elektroden von der Kopfoberfläche abgeleitet
ERA	elektrische Reaktionsaudiometrie (electric response audiometry)
FAEP	frühe, auditorisch evozierten Potentiale
MAEP	auditorisch evozierte Antwort mittlerer Latenz
SAEP	spätes auditorisch evoziertes Potential

Auch der Begriff der Hörschwelle soll hier kurz definiert werden [17]:

Hörschwelle:

entspricht der Minimalintensität des Schalls am Trommelfell, die eben eine Hörempfindung hervorruft. Sie ist schallfrequenzabhängig (am niedrigsten zwischen 2000 – 4000 Hz, die Reizstärke beträgt hier 10^{-5} N/m^2 , entsprechend 0 Phon in der Lautheitsskala) und steigt mit dem Alter an.

Der geringste vom Menschen wahrgenommene Schalldruck p beträgt $20 \mu\text{Pa}$, der lauteste 100 Pa . Da eine lineare Darstellung im Diagramm für diesen Bereich nicht möglich ist, wird der Schalldruck logarithmisch, als Schalldruckpegel L , dargestellt:

$$L = 20 \times \log p/p_0 \text{ mit } p_0 = 20 \mu\text{Pa}$$

Als Einheit des Schalldruckpegels L gelten dB (Dezibel). 0 dB Hörpegel entsprechen folglich einem Schalldruck von $20 \mu\text{Pa}$ und sind somit als Hörschwelle des Normalhörenden definiert [18].

Statistisch ist die Hörschwelle allgemeingültig festgelegt als „der Schalldruck- oder Wechselkraftpegel, bei dem eine Person bei wiederholten Darbietungen unter bestimmten Bedingungen in der Hälfte der Fälle die Wahrnehmung des dargebotenen Schallsignals richtig angibt.“ [19]

1.2.2 Hirnstammaudiometrie (BERA)

Unter BERA (brainstem evoked response audiometry) versteht man die Ableitung der frühen auditorisch evozierten Potentiale mit einer Latenzzeit unter 10 ms zwischen Vertex und Mastoid. Durch sogenannte Fernfeldmessung lassen sich fünf Wellen

darstellen, die topographisch den reizverarbeitenden Hirnabschnitten entsprechen. Abbildung 1.2 veranschaulicht diesen Wellenverlauf [20]:

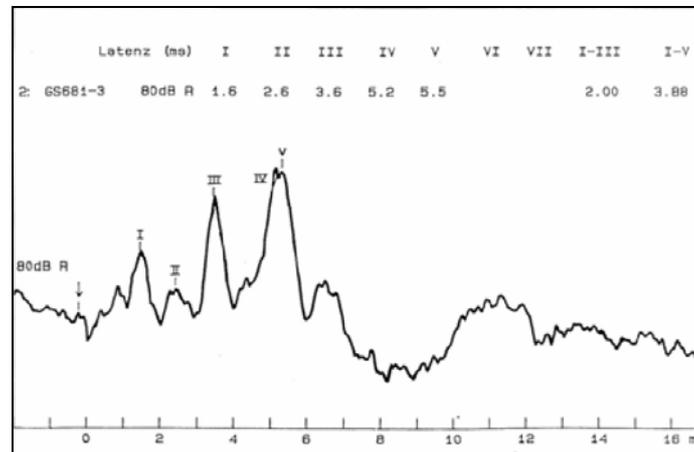


Abb. 1.2

Welle I: Spiralganglion

Welle II: Austritt Hörnerv aus dem inneren Gehörgang

Welle III: Nucleus cochlearis ventralis

Welle IV: oberer Olivenkomplex und initialer Abschnitt des lemniscus lateralis

Welle V: lemniscus lateralis (aufsteigender Abschnitt)

(Welle VI: Colliculus inferior)

Alternativ kann die Nomenklatur der Wellen auch nach ihrem Erstbeschreiber Jewett [21] als J I – J VII erfolgen. Welle VI und VII sind nur inkonstant nachweisbar und deshalb nicht in der Diagnostik gebräuchlich.

Für die audiologische Diagnostik sind insbesondere die Wellen I, III und V von Bedeutung [22,23]. Anhand der absoluten Latenzzeiten dieser Wellen und ihrer Amplituden können klinische Befunde interpretiert und analysiert werden [20]. Welle V ist bis zur Hörschwelle nachweisbar und deshalb auch zur Hörschwellendiagnostik einsetzbar [24]. Durch die von Finkenzeller entwickelte Zeitgang-BERA [25] wurde die Schwellen-Diagnostik um ein Vielfaches erleichtert, da bei diesem Verfahren „die Schwelle unmittelbar direkt abgelesen“ [25] werden kann.

Die so genannte BERA-Genauigkeit, d.h., die Genauigkeit, mit der die tatsächlich vorliegende Hörschwelle im 1 - 4 kHz-Bereich bestimmt werden kann (entspricht dem

Pegel, bei dem Welle V gerade noch nachweisbar ist), liegt bei einer Annäherung von 5-10 dB HL an die tatsächliche Schwelle [24].

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Messungen unter Verwendung des BERAphon[®] vorgenommen. Dieses Gerät dient in erster Linie als Messgerät für Hörscreening-Untersuchungen und wird bereits zur Erkennung von Hörstörungen bei Neugeborenen eingesetzt [24, 26]. Das von Finkenzeller 1994 entwickelte BERAphon[®] vereint Ableitelektroden, Signalwandler und Vorverstärker in einem einfach zu handhabenden Kopfhörer und basiert auf einem klinischen BERA-System unter Verwendung des Zeitgangreizes [24]. Die verwendete Reizart ist der Clickreiz. Das BERAphon[®] ermöglicht somit die Diagnostik von Hörstörungen im Bereich von 1 – 4 kHz, also im hohen Frequenzbereich [14].

In vorausgegangenen Studien konnte eine Spezifität der dargestellten Methode von 98,8% berechnet werden. Es wird von einer 100%igen Sensitivität ausgegangen [24].

Das hier verwendete BERAphon[®] xxl wurde von der Firma Maico (Maico Diagnostics, Berlin, Deutschland) eigens für die Messung an Erwachsenen entwickelt.

Eine detaillierte Beschreibung des Messgerätes erfolgt unter Punkt 2.2.

1.3 angestrebte Ziele

Ziel dieser Arbeit ist es, zu überprüfen, ob das BERAphon[®] xxl zur Diagnostik von Hörstörungen im Erwachsenenalter geeignet ist. Hierbei soll auf folgende Punkte eingegangen werden:

- 1) Screening- Möglichkeiten
- 2) Hörschwellenbestimmung

Um die Tauglichkeit des Gerätes nachzuweisen, müssen bei Messungen an Normalhörenden Werte erlangt werden, die mit den Ergebnissen in der konventionellen Hirnstammaudiometrie gleichzusetzen sind.

Im Anschluss an die Auswertung der Ergebnisse sollen mögliche Einsatzgebiete und Vorteile des BERAphon[®] xxl aufgezeigt werden.

2. Material und Methoden

2.1 Studiengruppe

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 40 normal hörende, d.h., im audiometrischen Hörtest unauffällige, junge Erwachsene zwischen 20 und 37 Jahren getestet. Der Alters-Mittelwert liegt bei 23,7 Jahren. Die Geschlechterverteilung beträgt 12 (männlich): 28 (weiblich).

2.2 Messgerät

Die Messungen wurden mit Hilfe eines von der Firma Maico (Maico Diagnostics, Berlin, Deutschland) eigens für die Messung an Erwachsenen entwickelten BERAphon[®] xxl durchgeführt. Das BERAphon[®] xxl basiert auf einem klinischen BERA-System unter Verwendung des Zeitgangreizes [24]. Das von Finkenzeller 1994 entwickelte Gerät vereint Ableitelektroden, Signalwandler und Vorverstärker in einem einfach zu handhabenden Kopfhörer.

Abb. 2.1



Das Messgerät: BERAphon[®] xxl

Zur Durchführung der Messung wird die gepolsterte Ohrmuschel auf das Ohr der Testperson aufgesetzt. Über einen integrierten Lautsprecher erfolgt der akustische Reiz. Hierbei dient die Polsterung auch der akustischen Abschirmung.

Die Elektroden, über die die Ableitung der von der Hörbahn ausgesendeten akustisch evozierten Potentiale an der Schädeloberfläche erfolgt, sind ebenfalls Teil des Hörers. Der Kontakt zwischen Elektroden – Minuselektrode am Mastoid, Erdungselektrode am Os temporale (Stirn) und Pluselektrode am Os parietale (Vertex) [13] – und Haut wird durch die Verwendung von Elektrodengel hergestellt. Zuvor werden die entsprechenden Hautstellen mit einem fettlösenden Mittel (Desinfektionsmittel zur Hautdesinfektion) gereinigt, um die Übergangswiderstände zwischen Haut und Elektroden zu senken.

Der externe Vorverstärker dient der 20.000fachen Verstärkung des akustischen Signals [14].

Die BERA-Box MB 21 stellt die Verbindung zwischen BERAphon[®] xxl und einem tragbaren Computer dar. In der Box finden alle signalverarbeitenden Prozesse statt und es erfolgt eine Filterung der Störsignale sowie eine differentielle Verstärkung und Verbesserung des Signal-Rausch Verhältnisses [13]. Eine weitere Korrektur der Daten findet durch 2x1000 Mittelungen im A/B-Speicher statt.

Der Computer ermöglicht die Bildgebung und Bearbeitung der durch den Signalwandler umgeformten Signale. Die Messdaten werden fortlaufend auf dem Monitor angezeigt, Amplituden- und Artefaktgrenze sind vom Untersucher individuell veränderbar und ein vorzeitiger Untersuchungsabbruch oder Neubeginn ist möglich.

Ein Auswertprogramm gestattet die Bearbeitung und Interpretation der ermittelten Daten.

Die Patientendaten werden in einer gesonderten Datenbank gespeichert, die mit dem Messprogramm verbunden ist.

Abbildung 2.2 veranschaulicht den Aufbau des Messgerätes Maico MB 21 [14]:

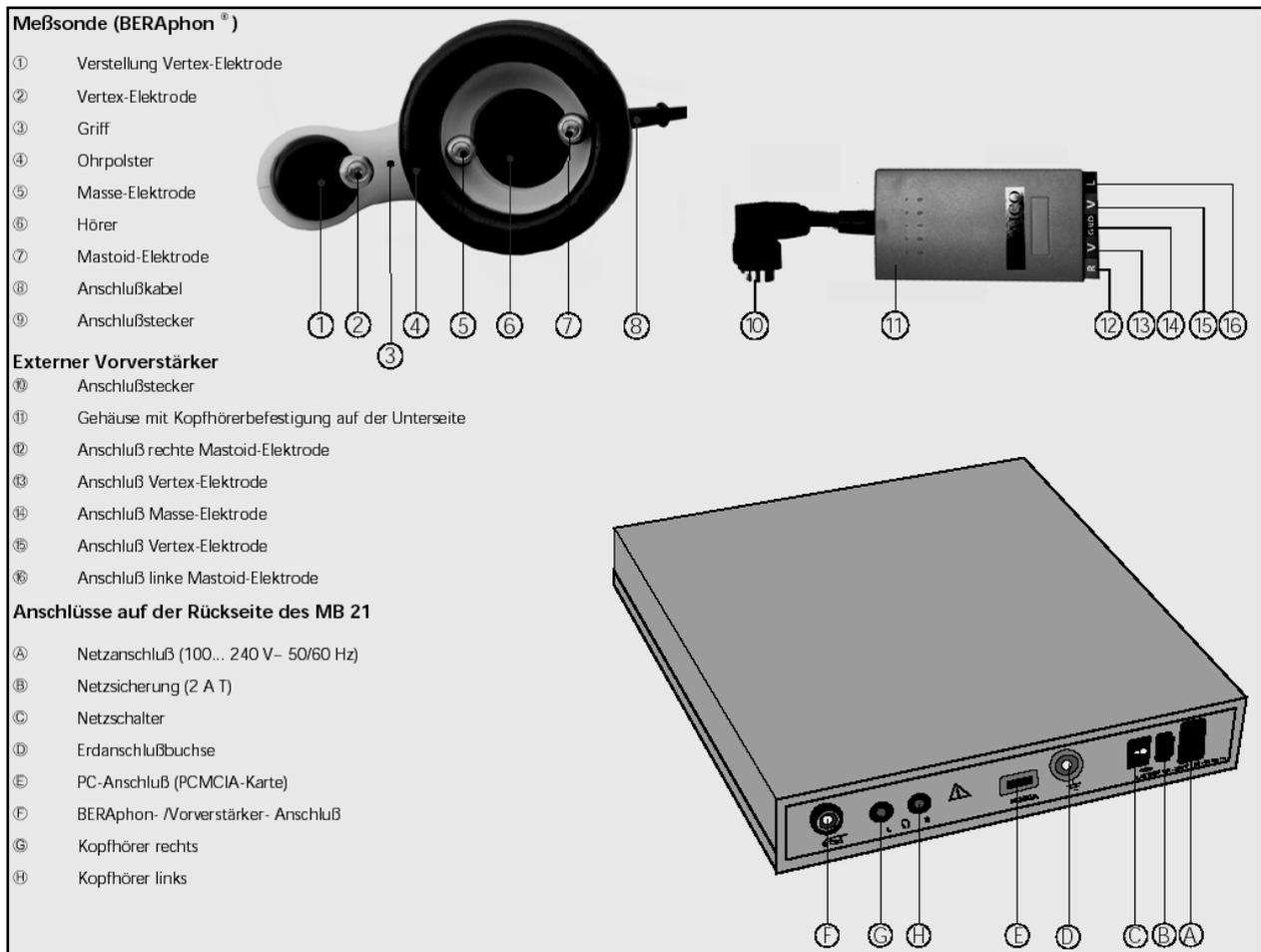


Abb. 2.2

2.3 Methoden

2.3.1 Testparameter

Bei der Hörschwellendiagnostik mit dem BERAphon[®] xxl wurden neben der Standard-BERA, d.h., der regulären Hirnstammaudiometrie mit einem Reiz definierter Schallintensität, auch Messungen mit dem Zeitgang-, bzw. Stufenreiz vorgenommen. Beim Zeitgang- oder Stufenreiz werden Klickpakete mit 6 sehr schnell aufeinander

folgenden Klicks innerhalb von 25 ms verwendet. Die Intensität der einzelnen Klicks wird innerhalb eines Pakets bei jedem Klick um 10dB erhöht. Die Klicks erfolgen in einem zeitlichen Abstand von 5ms und durchlaufen Schallpegel von 6 Stufen, z. B. von 10dB bis 60dB.

Durch die kurze Dauer des Stimulus wird dessen Komplexität dem Hörer nicht bewusst; im Hirnstamm werden die einzelnen Reize jedoch einzeln und präzise verarbeitet [14]. Durch die Verwendung eines entsprechend markierten Bildschirms – die Latenzzeit, in der die Welle V zu erwarten ist, wurde farblich hervorgehoben – lässt sich die Hörschwelle bei der Zeitgangmessung direkt ablesen.

Abbildung 2.3 veranschaulicht das Schema des Zeitgangreizes im Gegensatz zum konstanten Standard-Reiz.

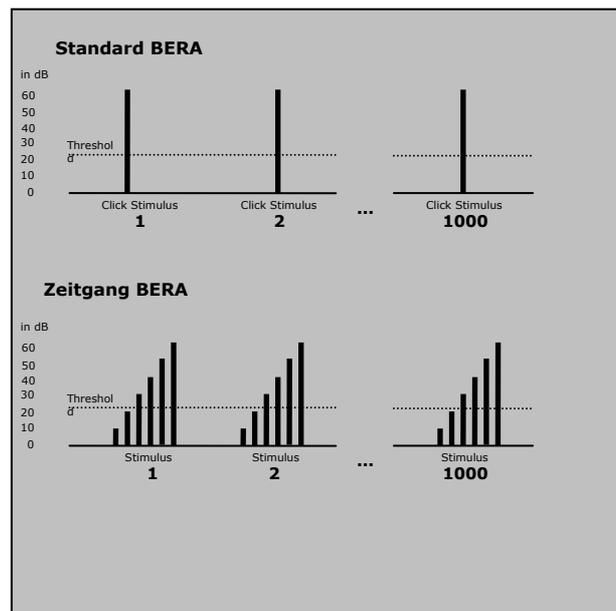


Abb. 2.3

Bei der Standard-BERA beträgt die Stimulusrate 20/Sekunde, beim Zeitgangsignal 14/Sekunde.

Ferner wurden Hör screenings bei definierten Schalldruckpegeln mittels eines von Stürzebecher und Cebulla entwickelten Screening-Tests durchgeführt. Durch die Schätzung des Signal-Rausch-Verhältnisses im Mittelungsergebnis wird eine

automatische Erkennung der Reizantwort ermöglicht [27, 28]. Der Untersucher erhält hierbei ein „pass“- oder „fail“-Ergebnis, je nachdem, ob bis zu einer maximalen Messzeit von 120 Sekunden 100% des Passkriteriums erfüllt sind, oder nicht.

Der in allen Messungen verwendete Klickreiz ist ein Rechteckimpuls von definierter Dauer [20]. Durch diese Art des Reizes wird eine gute Synchronisation von Einzelantworten gewährleistet.

Als Referenz-Methode zu den Messungen mit dem BERAphon[®] xxl diente die Tonaudiometrie als psychoakustisches Hörtest-Verfahren.

2.3.2 Untersuchungsablauf

Nach beidseitiger Ohrinspektion wurde bei allen Probanden die Hörschwelle für beide Ohren audiometrisch bestimmt. Die Testung erfolgte im Bereich von 0,125 kHz bis 8 kHz.

Anhand eines Anamnesebogens (siehe Abb. 2.7) wurden die Stammdaten sowie eventuelle Lärm-Vorbelastungen des Probanden erfasst. Anschließend erfolgten die Messungen mit dem BERAphon[®] xxl. Alle Messungen wurden monaural durchgeführt. Der Untersuchungsraum war ein schallabgeschirmter Raum, in dem sich außer der Testperson und dem Untersucher keine weiteren Personen aufhielten.

Die Probanden wurden nach einer kurzen Erläuterung des Messprinzips zur Durchführung der Messung in einer möglichst entspannten Position auf der Seite liegend gelagert. Die Liege, auf der die Testperson lag, wurde geerdet. Die Kontaktstellen zwischen Elektroden und Haut wurden mit Elektrodengel eingerieben um den Hautwiderstand zu senken. Das BERAphon[®] xxl wurde aufgelegt und vom Untersucher während der Messung gehalten; bei entsprechender Kopfform konnte das BERAphon[®] xxl frei auf dem Kopf aufliegen (siehe Abb. 2.5). Bei ca. 90% der Messungen hatte es einen positiven Einfluß auf das Messergebnis, wenn der Proband die Augen geschlossen hielt. So konnten unnötige Muskelartefakte durch Augenmuskelnbewegungen vermieden werden.

Abb. 2.4.



Je nach Kopfform muss das BERA-phon[®] xxl vom Untersucher fixiert werden...

Abb. 2.5.



...oder liegt frei auf. Der Proband entscheidet, ob er die Augen öffnet oder geschlossen hält.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei Messreihen durchgeführt:

1.Reihe: dreistufiges System

- Screening (bei „fail“-Ergebnis im ersten Durchgang Wiederholung des Tests)
- Hörschwellenbestimmung mittels Zeitgang-BERA
- Kontrolle der ermittelten Hörschwelle durch Standard-BERA

2.Reihe: Screening-Test bei 20dB

Die Messungen der ersten Reihe wurden nach einem dreistufigen System an 30 Probanden, 8 männlich, 22 weiblich, vorgenommen. Der Altersdurchschnitt lag bei 23,1 Jahren.

Zunächst durchliefen diese Probanden den Screening-Test. Bei 20 Probanden wurde das Screening bei 40dB, der für Untersuchungen bei Neugeborenen üblichen Lautstärke, durchgeführt. 10 weitere Probanden wurden bei 30dB gemessen.

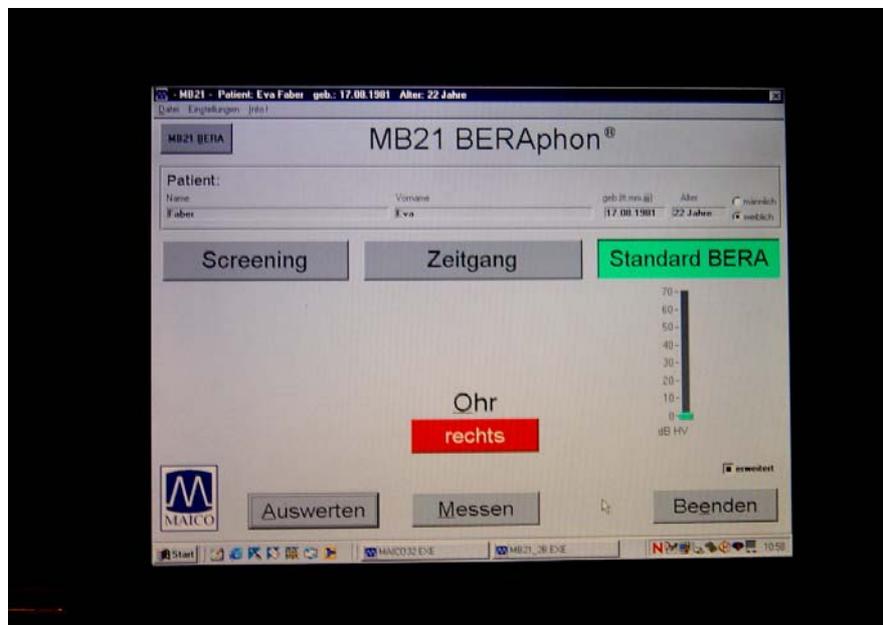
In einem zweiten Schritt wurden Messungen zur Hörschwellen-Bestimmung mit der Zeitgang-BERA gemacht.

Als dritte Stufe wurden Standard-BERAs absteigend von 40dB bis 0dB durchgeführt, um das in der Zeitgang-Messung erhaltene Ergebnis zu überprüfen.

Für die zweite Messreihe wurden 10 weitere Probanden einem Screening bei 20dB unterzogen.

Bei diesem Test lag der Altersdurchschnitt bei 25,4 Jahren. 4 der Probanden waren männlichen Geschlechts, 6 weiblich. In dieser Testreihe sollte die Tauglichkeit der Messung mit dem BERAphon[®] xxl als Screening-Test bezüglich des Zeitaufwands überprüft werden und die Pegelgrenze für ein zuverlässiges Screening ermittelt werden.

Abb. 2.6



Bildschirmmaske: Übersicht über die verschiedenen Messoptionen

Abb.2.7

Untersuchungsprotokoll für Untersuchungen mit dem Beraphon® XXL

Persönliche Daten:

Nachname:

Straße:

Vorname:

PLZ:

Geschlecht:

Wohnort:

Geburtsdatum:

Telefon-Nr.:

Alter:

Beruf:

Gibt es Fälle von Hörminderung in der Familie? nein ja: _____

Sind/waren Sie besonderen Lärmbelastungen ausgesetzt?

Bekannte Allergien/ Erkrankungen?

Weitere Angaben:

Kopfumfang:

Ergebnisse Ohruntersuchung:

Audiologische Hörschwellenbestimmung (Ergebnis Luftleitung):

Lagerung:

BERA-Untersuchung

Steady state	Untersuchungsdauer	Messungen/Artefakte	pass/fail
rechts			
Links			

Zeitgang	Dauer 1	M/A	Dauer 2	M/A	Schwelle (db)
Rechts					
Links					

Standard	70dB	60dB	50dB	40dB	30dB	20dB	10dB	0dB	Ohr
Dauer									
M/A									
Antwort									

Sonstiges:

Untersuchungsdatum: _____

2.3.3 erforderliche Rahmenbedingungen

Der Test sollte in einem schallabgeschirmten, reizarmen Raum stattfinden. Um störende Einflüsse zu minimieren und ein möglichst gutes Testergebnis zu erhalten, ist eine entspannte Lagerung des Patienten, wenn möglich im Liegen, erforderlich. Außer der Testperson und dem Untersucher sollten sich keine weiteren Menschen im Raum befinden. Eine abgedunkelte Atmosphäre und wenig visuelle Reizfaktoren durch auffällige Bilder, etc. bewirken eine Verbesserung der EEG-Qualität.

Abb. 2.8



Lagerung des Probanden: individuelle Wahl einer entspannten Position

2.4 Methoden der Statistik

Die Verarbeitung der Daten erfolgte durch die Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung der gemessenen Hörschwellen sowie der Mittelung der erhaltenen Ergebnisse im Screening. Die Test-Spezifität wurde nach der Formel $\text{Spezifität} = \frac{\text{Testnegative Gesunde} \times 100}{\text{Anzahl der untersuchten Gesunden}}$ ermittelt.

Die Signifikanz unterschiedlicher Ergebnisse wurde mit Hilfe von Konfidenzintervallen (Vertrauensintervallen) bestimmt. Hierfür wurde von einer zugrunde liegenden Normalverteilung ausgegangen. Als Grundlage für die Berechnungen dient die Standardabweichung. Die Konfidenzintervalle wurden zum Niveau von 0,95 bestimmt, d.h., α wurde als 0,05 definiert. n steht für den Probenumfang, also die Anzahl der Testpersonen. Hierbei wurden nur die Probanden in die Rechnung mit einbezogen, bei denen ein auswertbares Testergebnis erzielt wurde. Ein Ergebnis kann als signifikant gewertet werden, wenn sich die errechneten Konfidenzintervalle nicht überschneiden [29].

Zur Berechnung und graphischen Darstellung wurden die Programme Excel[©] und Word[©] für Windows xp der Firma Microsoft[®] verwendet.

3. Ergebnisse

Die Ergebnisse beziehen sich auf die unter 2.1 beschriebene Studiengruppe:

40 tonaudiometrisch unauffällige, also normal hörende, junge Erwachsene im Alter zwischen 20 und 37 Jahren. Der Altersmittelwert liegt bei 23,7 Jahren, die Geschlechterverteilung beträgt 12 (männlich): 28 (weiblich).

3.1 Ergebnisse der Referenzmessung: Tonaudiometrie

Alle 40 Probanden wurden tonaudiometrisch getestet (Frequenzbereich 125 Hz-8 kHz). Folgende Luftleitungshörschwellen konnten bestimmt werden:

24 Testpersonen wiesen eine Schwelle von 0dB HL auf, bei 7 Probanden wurde eine Schwelle von 5dB HL gemessen und bei 9 weiteren Probanden betrug die Hörschwelle -5dB HL.

Der Mittelwert der gemessenen Luftleitungshörschwelle liegt folglich bei $-0,25 \pm 3,19$ dB HL.

Abbildung 3.1 zeigt ein Beispiel für ein Ergebnis der tonaudiometrischen Hörschwellenbestimmung. Weitere Tests wurden in diesem Fall auf Grund des besseren Ergebnisses am rechten Ohr vorgenommen.

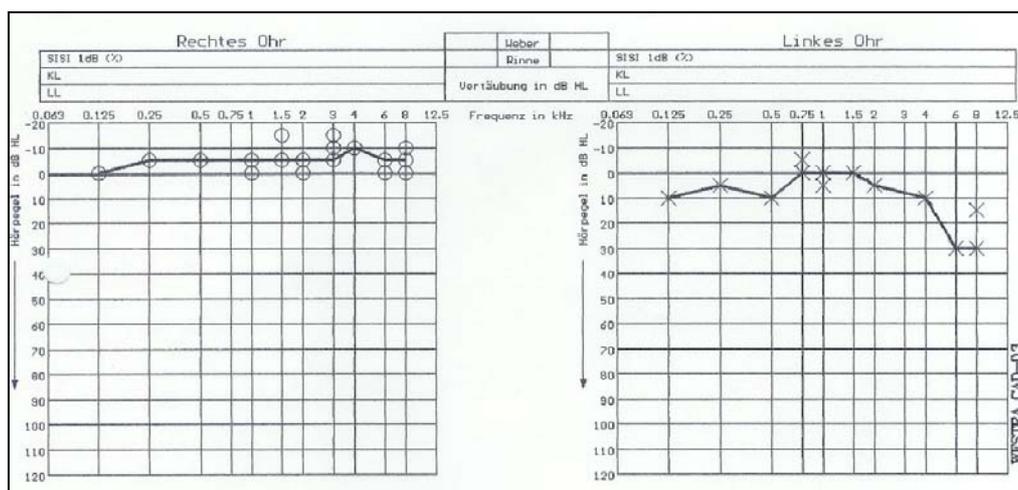


Abb. 3.1

3.2 Ergebnisse des Hörscreenings

3.2.1 Screening-Ergebnisse bei 40dB

Es wurden 20 Probanden bei 40dB getestet. Die Geschlechterverteilung betrug hier 14 (weiblich): 6 (männlich).

16 der getesteten Personen erreichten ein „pass“-Ergebnis, bei 4 Probanden wurde ein „fail“-Ergebnis erlangt.

Bei allen Probanden, bei denen kein „pass“-Ergebnis erzielt werden konnte, war in der Zeitgang- bzw. Standard-Kontrollmessung eine deutliche Schwelle unterhalb von 40dB nachweisbar.

Die Spezifität des 40dB-Screening-Tests beträgt also auf Grund dieser Ergebnisse 80%. Die durchschnittliche Messdauer bis zur Erlangung eines positiven Messergebnisses lag bei $65,625 \pm 25,22$ Sekunden.

3.2.2 Screening-Ergebnisse bei 30dB

Im Rahmen dieser Messreihe wurden Tests an 10 Probanden vorgenommen. 8 der Testpersonen waren weiblich, 2 männlich.

Bei einem Testpegel von 30dB wurde bei allen 10 Probanden ein „pass“-Ergebnis erhalten.

Die Spezifität des Tests beträgt also 100%.

Die durchschnittliche Messzeit betrug $55,9 \pm 35,04$ Sekunden.

3.2.3 Screening-Ergebnisse bei 20dB

Das 20dB-Screening wurde bei 10 Testpersonen durchgeführt. Die Geschlechterverteilung betrug 6 (weiblich): 4 (männlich).

In dieser Messreihe erreichte nur eine Probandin den „pass“-Bereich (Messzeit 35s). 9 weitere Probanden lieferten bei beiden Messungen ein „fail“-Ergebnis.

Die Spezifität des Tests beträgt folglich 10%.

Zusätzlich zur Messung der reinen Messzeit wurde beim 20dB-Screening die Gesamtdauer der Untersuchung erfasst:

Die gesamte Untersuchungsdauer (Einreiben der entsprechenden Hautareale mit Elektrodengel, Auflegen des BERaphon® xxl, Start des Messprogramms) betrug für zwei Messdurchgänge, die beide mit einem „fail“-Ergebnis endeten, d.h., die maximale Messdauer von 120 s durchliefen, im Schnitt $10:12 \pm 0,018$ min. Bei der Probandin, bei der ein positives Testergebnis erreicht wurde, ergibt sich eine Untersuchungszeit von 3,5 min.

Im Folgenden einige Beispiele für Testergebnisse:

„pass“-Ergebnis bei 40dB



Abb. 3.2

„pass“-Ergebnis bei 30dB



Abb. 3.3

Testergebnisse bei 20dB



Abb. 3.4

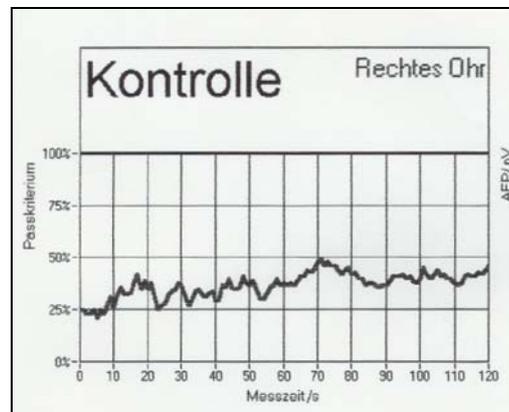


Abb. 3.5

Abbildung 3.6 veranschaulicht die Ergebnisse des Screenings zusammenfassend in einer Übersicht:

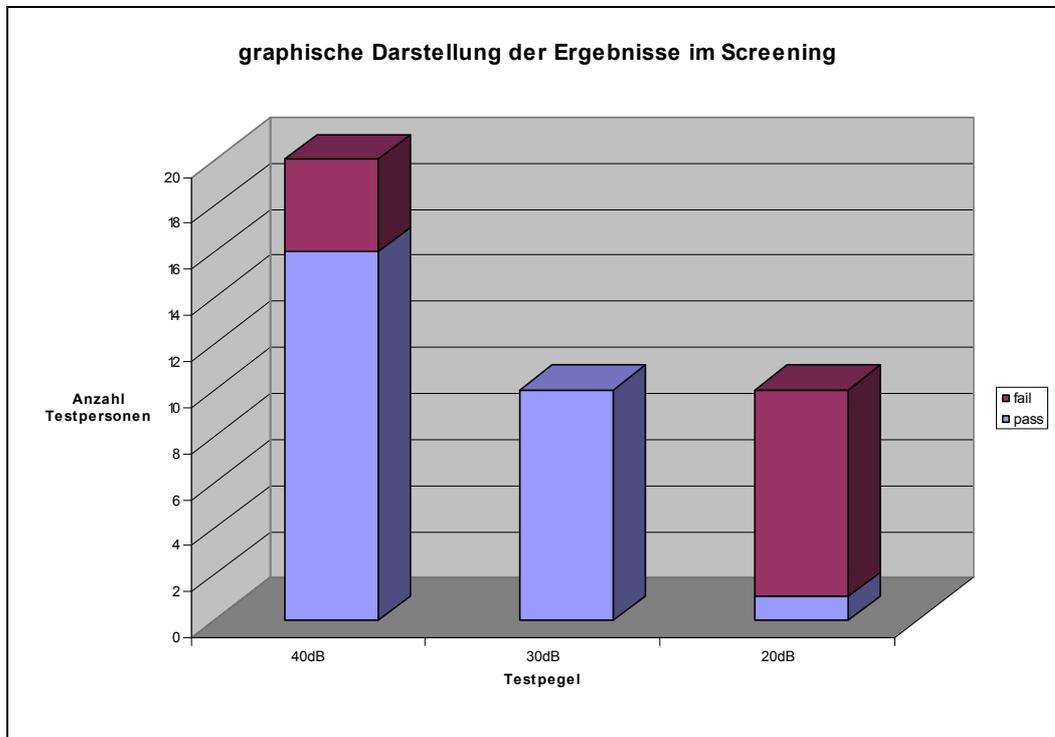


Abb.

Abb. 3.6

3.3 Ermittlung der Hörschwelle

Die Hörschwelle wurde im Rahmen dieser Arbeit bei 30 Probanden mittels Zeitgang-BERA und zur Kontrolle des Ergebnisses mit der Standard-BERA bestimmt.

3.3.1 Ergebnisse der Zeitgang-Messungen

Hörschwelle:

Mit Hilfe der Zeitgang-BERA konnten folgende Hörschwellen ermittelt werden:

Bei 9 Probanden lagen die BERA-Schwellen bei 10dB, 10 Probanden lieferten eine Schwelle von 20dB und bei 8 weiteren Probanden wurde eine Schwelle von 30dB ermittelt.

Es ergibt sich auf Grund dieser Ergebnisse eine durchschnittliche Schwelle von $19,63 \pm 8,08$ dB.

In 3 weiteren Fällen war die Messung nicht verwertbar, da in der graphischen Auswertung keine eindeutige Welle V identifizierbar war (siehe Abb. 3.11). Bei allen 3 Probanden wurde nach erstmaligem Messabbruch ein erneuter Messversuch unternommen. Auch dieser lieferte jeweils kein auswertbares Testergebnis. In der Kontrollmessung mittels Standard-BERA konnte in allen 3 Fällen eine eindeutige Hörschwelle bestimmt werden.

Berechnet man die Hörschwelle für beide Geschlechter getrennt, kommt man zu folgendem Ergebnis: Die Schwelle der weiblichen Testpersonen liegt im Mittel bei $17,37 \pm 7,33$ dB, die der männlichen Testpersonen bei $25 \pm 7,56$ dB.

Abbildung 3.7 veranschaulicht die Ergebnisse der Hörschwellenbestimmung in der Übersicht:

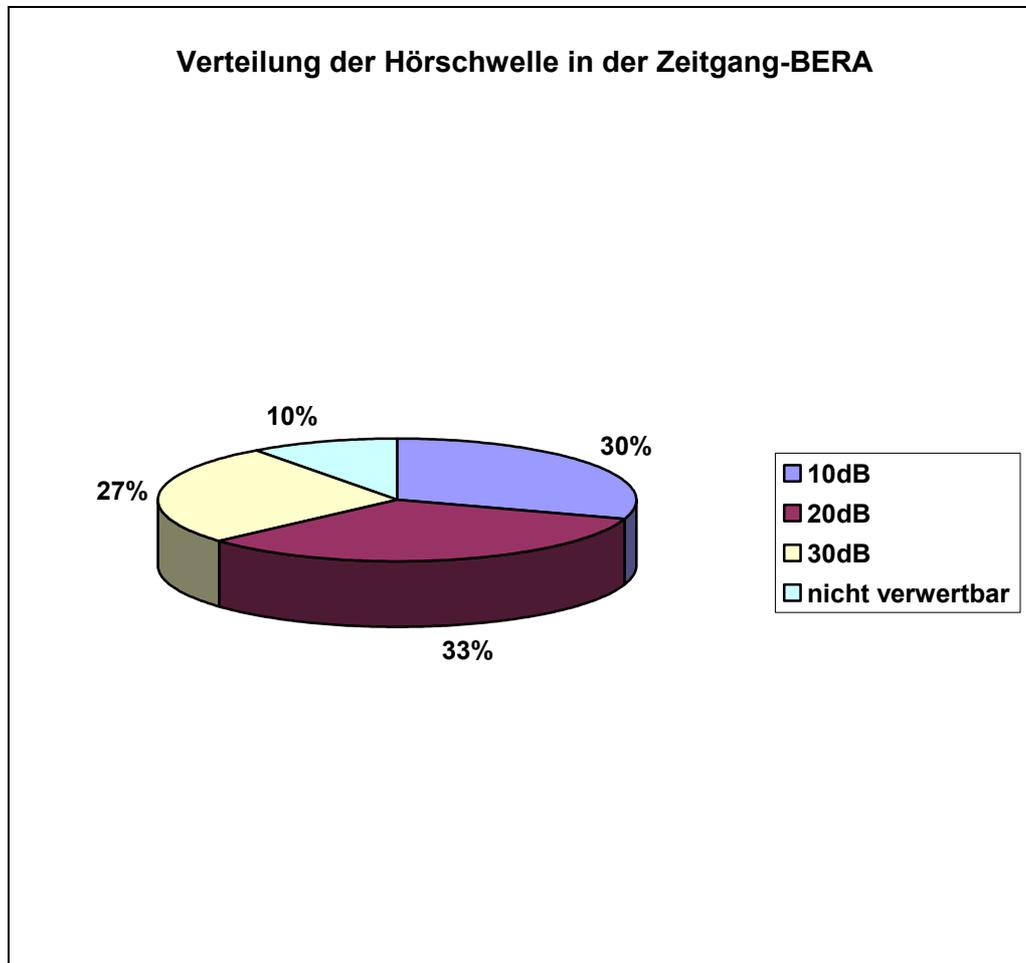


Abb. 3.7

Latenzzeit:

Die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V beträgt durchschnittlich $7,905 \pm 0,67$ Millisekunden.

Im Vergleich der Geschlechter ergeben sich nachfolgende Werte: die gemittelte Latenz der weiblichen Versuchsteilnehmer zeigt einen Wert von $7,996 \pm 0,66$ ms, die der männlichen einen Wert von $7,69 \pm 0,69$ ms.

Die folgenden Abbildungen zeigen Beispiele unterschiedlicher Zeitgang-Messungen:

Zeitgang-Messung: Schwelle 20dB

(22a, weiblich)

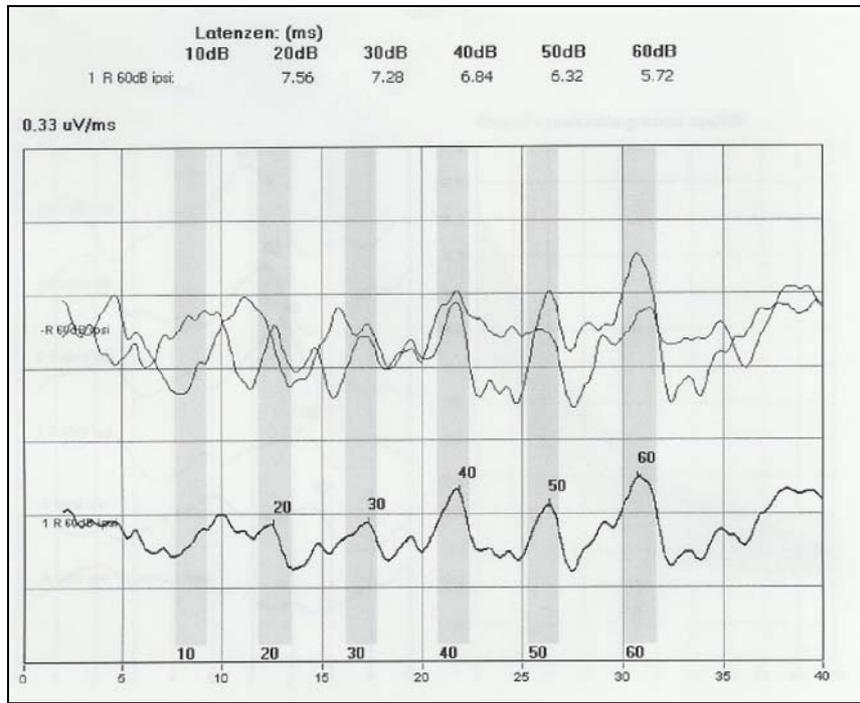


Abb. 3.8

Darstellung von Screening (40dB) [Abb. 3.9] und dazugehöriger Zeitgang-Messung [Abb. 3.10]

(23a, weiblich)

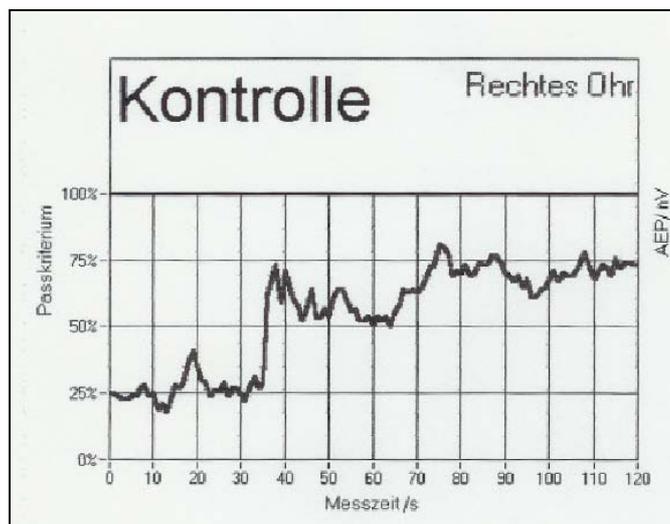


Abb. 3.9

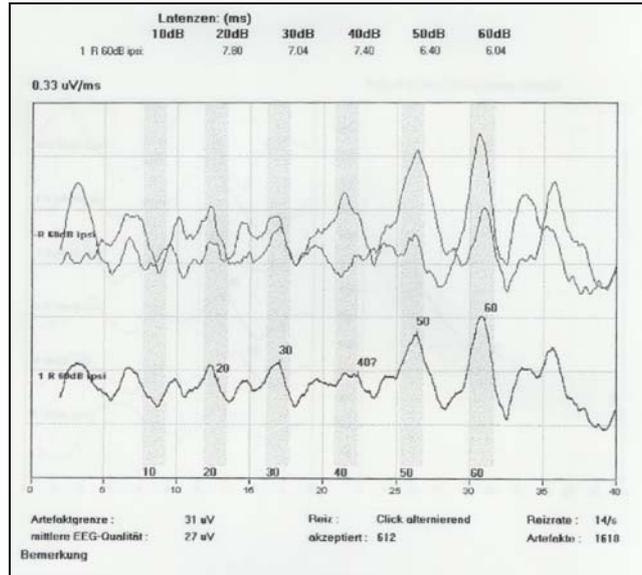


Abb. 3.10

Beispiel für eine nicht bestimmbare Hörschwelle
 (23a, weiblich)

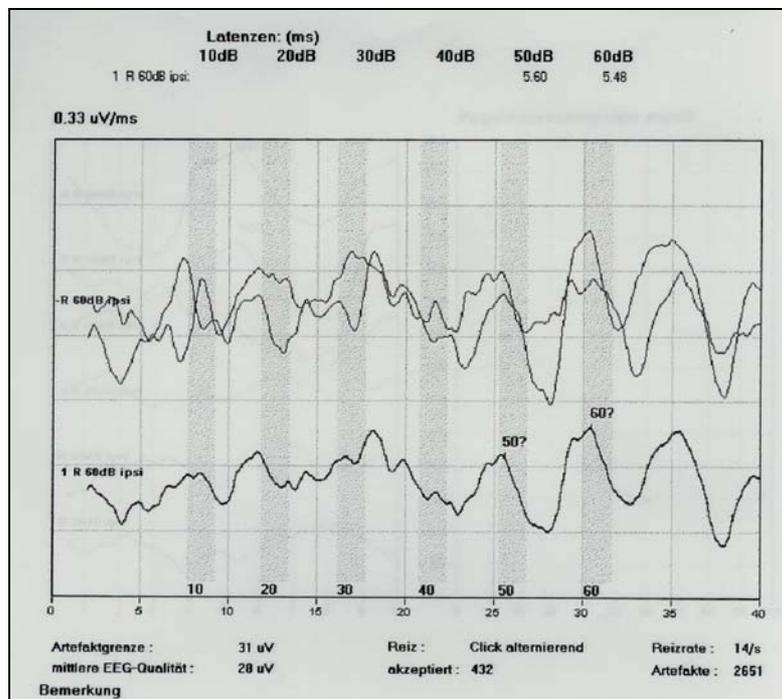


Abb.3.11

3.3.2 Ergebnisse der Standard-Messungen

Hörschwelle:

Die Verteilung der Hörschwellen in der Standard-BERA zeigt sich wie folgt:

Bei 9 Probanden wurde eine BERA-Schwelle von 10dB ermittelt, 13 Probanden lieferten eine Schwelle von 20dB und 7mal wurden 30dB als Hörschwelle gemessen.

Es ergibt sich also eine durchschnittliche Hörschwelle von $19,31 \pm 7,53\text{dB}$.

1 Messergebnis konnte nicht verwertet werden, da eine graphische Auswertung und Hörschwellenbestimmung - also die Zuordnung der Welle V - auf Grund der in der Messung erhaltenen Kurven nicht möglich war. Eine eindeutige Hörschwellenbestimmung mittels Zeitgang-Messung (Schwelle: 20dB) war hier jedoch möglich.

Bei geschlechtsgetrennter Betrachtung zeigen sich die Werte wie folgt: Hörschwelle der Frauen im Mittel bei $19,05 \pm 8,31\text{dB}$, die der Männer bei $20 \pm 5,35\text{dB}$.

Die folgende Abbildung zeigt die ermittelten Hörschwellen zusammenfassend:

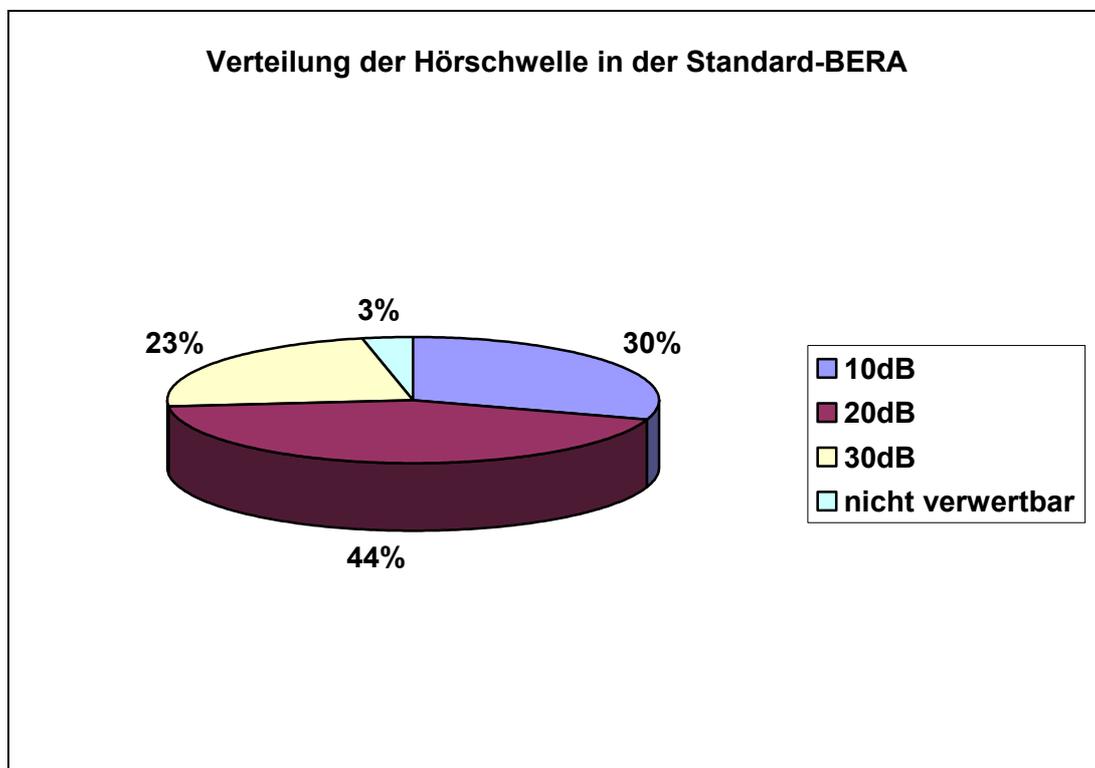


Abb. 3.12

Latenzzeit:

Die Latenz der Welle V beträgt im Mittel $7,455 \pm 0,57$ Millisekunden.

Hier führt eine getrennte Auswertung zu folgendem Befund: die durchschnittliche Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V liegt für die weiblichen Probandinnen bei $7,49 \pm 0,61$ ms, für die männlichen Probanden bei $7,365 \pm 0,493$ ms.

Die folgende Abbildung zeigt ein Beispiel für eine ausgewertete, in der Standard-Messung erhaltene Kurve:

Standard-Messung: Schwelle 20dB

(23a, männlich)

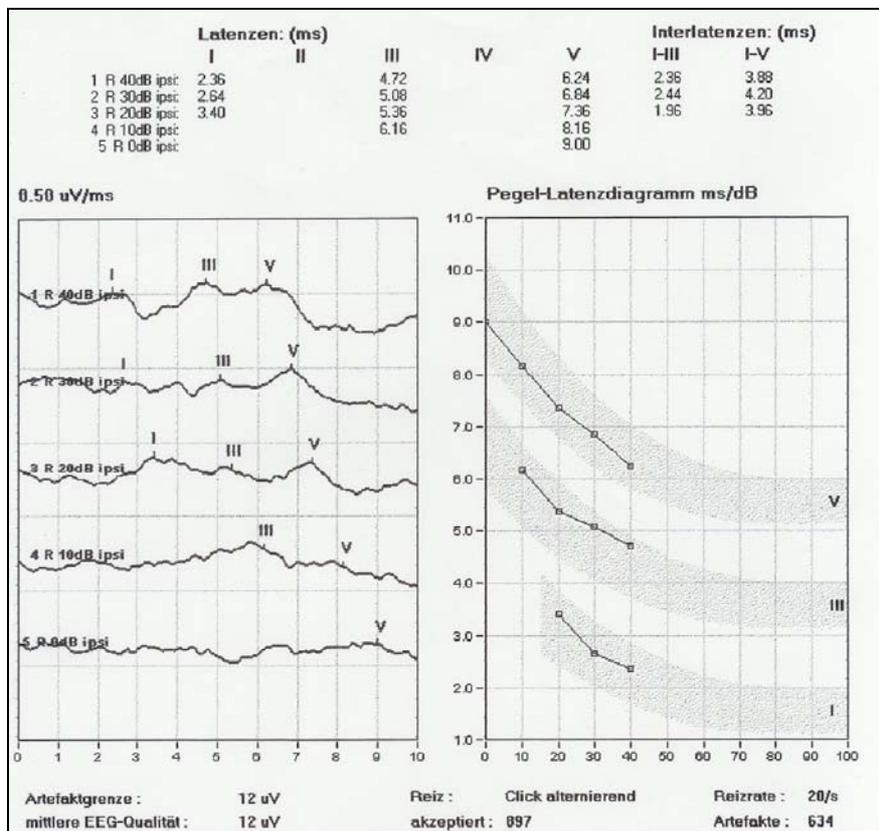


Abb. 3.13

3.3.3 Vergleich der Ergebnisse in Zeitgang- und Standard-Verfahren

Hörschwelle:

Beim Vergleich der mittels Zeitgang- und Standard-Verfahren ermittelten Hörschwellen zeigt sich folgendes Ergebnis:

In 11 Fällen stimmt die in Zeitgang- und Standard-Messung ermittelte Schwelle überein, 13-mal besteht ein Unterschied von 10dB, in 2 Messungen ist eine Differenz von 20dB erkennbar. Vier Messpaare konnten nicht miteinander verglichen werden, da jeweils entweder aus Zeitgang- oder Standard-Messung keine eindeutige Schwelle bestimmt werden konnte.

Überprüft man die Ergebnisse der beiden unterschiedlichen Messmethoden auf einen signifikanten Unterschied, so lässt sich bei der Signifikanz-Testung mittels Konfidenzintervallen kein signifikanter Unterschied nachweisen, da sich die errechneten Konfidenzintervalle überschneiden: Das Konfidenzintervall für die Zeitgang-Messung liegt bei $\{16,59 - 22,68\}$, das der Standard-Messung bei $\{16,57 - 22,05\}$.

Abbildung 3.14 veranschaulicht dieses Ergebnis graphisch:

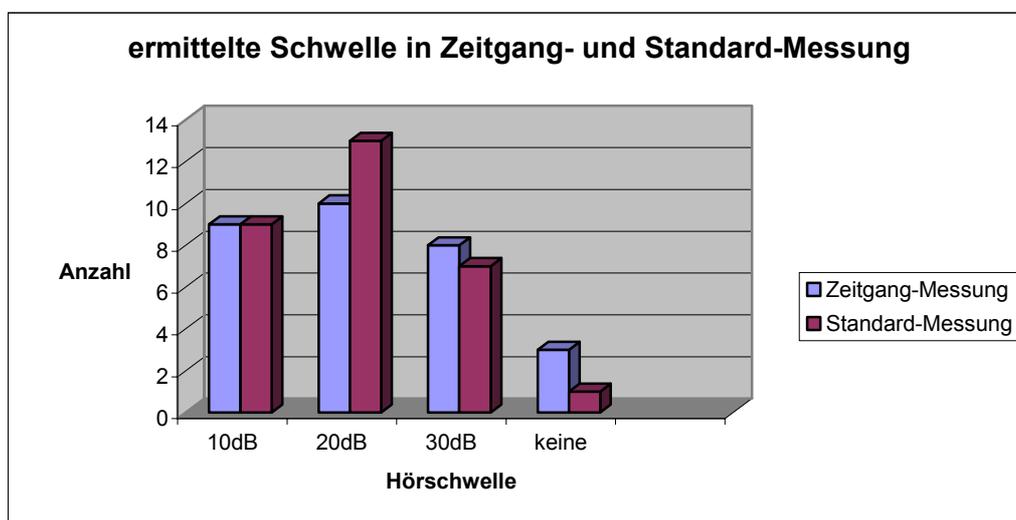


Abb. 3.14

Latenzzeit:

Die durchschnittliche Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V liegt bei der Zeitgang-Messung bei $7,905 \pm 0,67$ Millisekunden; unter Verwendung der Standard-BERA wurde eine durchschnittliche Latenz von $7,455 \pm 0,57$ Millisekunden ermittelt.

Bei der Überprüfung dieser Ergebnisse auf einen signifikanten Unterschied errechnen sich folgende Konfidenzintervalle: Zeitgang-BERA: $\{7,653 - 8,157\}$, Standard-BERA: $\{7,247 - 7,663\}$.

Es liegt also ein geringer Überschneidungsbereich ($7,653 - 7,663$) - und somit kein signifikanter Unterschied - vor. Es wird jedoch deutlich, dass die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V bei der Zeitgang-Messung offensichtlich länger ist als in der Standard-Messung. Dieser Sachverhalt wird anhand von Abbildung 3.15 nochmals graphisch verdeutlicht:

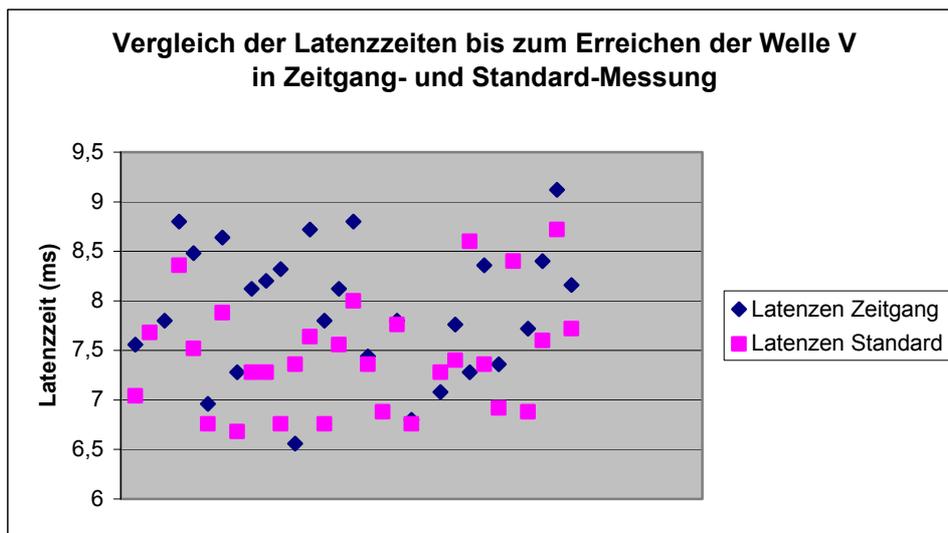


Abb. 3.15

3.3.4 Vergleich der geschlechtsspezifischen Ergebnisse

Sowohl für die Ergebnisse der Zeitgang-Messung wie auch für die Ergebnisse der Standard-Messung wurde eine nach Geschlechtern getrennte Auswertung der Ergebnisse vorgenommen (siehe Punkt 3.3.1 und 3.3.2).

Hörschwelle:

Bei der Zeitgang-BERA liegt Schwelle der weiblichen Testpersonen durchschnittlich bei $17,37 \pm 7,33\text{dB}$, die der männlichen Testpersonen bei $25 \pm 7,56\text{dB}$.

In der Standard-Messung zeigt sich folgendes Ergebnis: Hörschwelle der Frauen im Mittel bei $19,05 \pm 8,31\text{dB}$, die der Männer bei $20 \pm 5,35\text{dB}$.

Errechnet man nun die entsprechenden Konfidenzintervalle, resultieren folgende Ergebnisse:

In der Zeitgang-Messung liegt das Konfidenzintervall für die bestimmte Hörschwelle bei $\{14,07 - 20,67\}$ für die weiblichen Probanden und bei $\{19,76 - 30,238\}$ für die männlichen Testpersonen.

In der Standard-Messung errechnen sich folgende Intervalle: $\{15,496 - 22,604\}$ für die weiblichen Testpersonen und $\{16,296 - 23,704\}$ für die männlichen Probanden.

Hieraus ergibt sich:

- 1) auch bei geschlechtsgetrennter Betrachtung ergibt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen in Zeitgang- und Standardmessung
- 2) die Unterschiede in der ermittelten Hörschwelle bei männlichen und weiblichen Probanden sind nicht signifikant

Latenzzeit:

Bei der Zeitgang-Messung beträgt die gemittelte Latenz bis zum Erreichen der Welle V bei den weiblichen Versuchsteilnehmer $7,996 \pm 0,66$ ms, die der männlichen $7,69 \pm 0,69$ ms. Die Werte in der Standard-Messung betragen für die weiblichen Probandinnen $7,49 \pm 0,61$ ms, für die männlichen Probanden $7,365 \pm 0,493$ ms.

Die Betrachtung der Konfidenzintervalle zeigt folgendes Resultat:

In der Zeitgang-Messung errechnet sich für die weiblichen Probanden ein Konfidenzintervall von $\{7,701 - 8,291\}$, für die männlichen Testpersonen ergibt sich ein Intervall von $\{7,214 - 8,165\}$.

Die Standard-BERA liefert folgende Intervalle: für die weiblichen Probandinnen {7,230 – 7,749} und für die männlichen Probanden {7,023 – 7,707}.

Es resultieren folgende Ergebnisse:

- 1) auch bei geschlechtsgetrennter Betrachtung ergibt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen in Zeitgang- und Standardmessung
- 2) die geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Latenzzeit weisen keine statistische Signifikanz auf

3.4 Vergleich der Messergebnisse bei Erwachsenen und Neugeborenen

Seit August 1997 ist an der Würzburger Universitätsklinik ein universelles Hör-screening bei Neugeborenen obligat. Im Rahmen dieser Arbeit wurden von Oktober 2003 bis Januar 2004 neben den Messungen an audiometrisch unauffälligen Erwachsenen auch Messungen an Neugeborenen vorgenommen.

Im Folgenden sollen Unterschiede in Messergebnis, d.h., bezüglich Messdauer und Artefaktzahl, sowie der Methodik dargestellt werden.

Als Vergleichsgruppen dienen ein Kollektiv von 20 bzw. 30 Erwachsenen und 20 bzw. 30 Neugeborenen aus oben genanntem Zeitraum. Die Wahl der Neugeborenen erfolgte zufällig und ohne Beachtung besonderer Merkmale.

3.4.1 Vergleich der Methodik

Sowohl die Messungen an den Säuglingen als auch die Messungen an den Erwachsenen wurden unter Verwendung des BERAphon[®] vorgenommen. Aufbau und Funktion des Messgerätes stimmen überein, der Unterschied der Geräte liegt ausschließlich in der Größe des verwendeten Kopfhörers: dieser ist bei dem für die Messungen an Erwachsenen verwendeten BERAphon[®] xxl größer und somit an den Kopfumfang des erwachsenen Menschen angepasst.

Die jeweils verwendeten Messprogramme und Messparameter stimmen überein.

Ein Unterschied besteht im Vigilanz-Zustand der Testpersonen:

Die Messungen an den Säuglingen wurden im Schlaf vorgenommen, die Messungen an den Erwachsenen in entspannter, liegender Position, entweder mit geschlossenen oder offenen Augen.

3.4.2 Vergleich der Ergebnisse im Screening

Vergleicht man die Ergebnisse von 20 Erwachsenen mit 20 Neugeborenen beim 40dB-Screening bezüglich Artefaktzahl und Messdauer, so lassen sich bei den Neugeborenen eine kürzere Messdauer sowie eine geringere Artefaktzahl feststellen:

Messdauer:

Die durchschnittliche Messdauer beim 40dB-Screening beträgt für die erwachsenen Testpersonen $65,63 \pm 25,22$ Sekunden, für die Neugeborenen $57,55 \pm 29,54$ Sekunden.

Während bei den Neugeborenen bei allen Messungen ein „pass“-Ergebnis erlangt wurde, endeten 4 der Tests bei den Erwachsenen mit einem „fail“-Ergebnis.

Bei einer Vergleichsgruppe von 10 Erwachsenen im Screening bei 30dB ergibt sich eine Messzeit von durchschnittlich $55,9 \pm 35,04$ Sekunden. In dieser Messgruppe ist kein „fail“-Ergebnis zu verzeichnen.

Es ergeben sich folgende Konfidenzintervalle: für die Messungen bei Erwachsenen bei 40dB $\{53,265 - 77,975\}$, bei 30dB $\{34,18 - 77,62\}$ und für die Neugeborenen bei 40dB $\{44,602 - 70,498\}$.

Aus diesen Ergebnissen resultiert, dass kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messzeiten bei Erwachsenen und Neugeborenen besteht. Es zeigt sich jedoch ein signifikanter Unterschied bezüglich der erforderlichen Messzeiten im Erwachsenen-Screening bei 40dB bzw. 30dB.

Artefakte:

Die Artefaktzahl beim 40dB-Screening beträgt bei den Erwachsenen durchschnittlich 69, ohne die 4 „fail“-Ergebnisse 34. Bei den Neugeborenen beläuft sich die Anzahl der Artefakte pro Messung auf durchschnittlich 51.

Betrachtet man das bei 30dB getestete Erwachsenen-Kollektiv, lässt sich eine deutlich geringere Artefaktzahl von durchschnittlich 4 pro Messung feststellen.

3.4.3 Vergleich der Ergebnisse in der Zeitgang-Messung

Auch hier lassen sich in der Gegenüberstellung von 30 Neugeborenen und 30 Erwachsenen Unterschiede in Bezug auf Messzeit und Artefaktzahlen feststellen:

Messzeit:

Die Anzahl der nötigen Messungen bis zum Erhalt eines eindeutigen Ergebnisses beträgt im Schnitt 1391 ± 468 bei den Neugeborenen und 1264 ± 356 bei den Erwachsenen.

Es errechnen sich folgende Konfidenzintervalle: bei den Neugeborenen {1223 – 1558}, bei den Erwachsenen {1137 – 1391}.

Folglich besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Anzahl der erforderlichen Messungen bis zum Erhalt eines auswertbaren Ergebnisses.

Artefakte:

Bei den Neugeborenen sind durchschnittlich 583 Artefakte pro Messvorgang zu verzeichnen, bei den Erwachsenen bei 1156.

3.4.4 Zusammenfassung

Zusammenfassend lassen sich folgende Beobachtungen festhalten:

- Beim Hörscreening mit dem BERAphon[®] ist beim Erwachsenen keine signifikant längere Messzeit als beim Säugling erforderlich
- die Anzahl der erforderlichen Messungen im Zeitgang-Verfahren beim Erwachsenen und beim Neugeborenen unterscheidet sich nicht signifikant
- die Artefaktzahl ist bei den Messungen an schlafenden Neugeborenen geringer als bei den Messungen an wachen Erwachsenen

4. Diskussion

In dieser Arbeit wurde überprüft, ob das BERAphon[®] xxl zur Diagnostik von Hörstörungen beim Erwachsenen geeignet ist. Hierbei wurde auf Screening-Möglichkeiten und auf die Tauglichkeit des Gerätes zur Hörschwellenbestimmung eingegangen.

Im Folgenden sollen die in der Arbeit erlangten Ergebnisse diskutiert werden. Hierbei wird zunächst die Tauglichkeit des BERAphon[®] xxl als Mittel für ein Hörcreening im Erwachsenenalter bewertet, anschließend wird auf Probleme und Vorteile bei der Bestimmung der Hörschwelle eingegangen. Nach einer Gegenüberstellung und Beurteilung der Anwendung bei Neugeborenen und Erwachsenen werden abschließend sich aus der Diskussion ergebende mögliche Einsatzgebiete für das BERAphon[®] xxl erläutert.

4.1 zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse

Screening:

Beim 40dB-Screening konnte eine Testspezifität von 80% ermittelt werden. Die durchschnittliche Messdauer bis zur Erlangung eines positiven Messergebnisses lag bei $65,625 \pm 25,22$ Sekunden.

Der 30dB-Screening-Test lieferte eine Spezifität von 100%, die durchschnittliche Messzeit betrug $55,9 \pm 35,04$ Sekunden.

Das 20dB-Screening weist eine Spezifität von 10% auf. Da hier nur eine Probandin ein „pass“-Ergebnis lieferte, ist keine Aussage über die durchschnittliche Messzeit möglich.

Hörschwellenbestimmung:

Die Hörschwelle wurde mittels Zeitgang- und Standardverfahren ermittelt.

Ergebnisse der Zeitgang-Messung:

Hier war eine durchschnittliche Schwelle von $19,63 \pm 8,08$ dB messbar.

Die Schwelle der weiblichen Testpersonen lag im Mittel mit $17,37 \pm 7,33\text{dB}$ niedriger als die der männlichen Testpersonen mit $25 \pm 7,56\text{dB}$.

Die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V betrug durchschnittlich $7,905 \pm 0,67$ Millisekunden.

Im Vergleich der Geschlechter ergaben sich folgende Werte: die gemittelte Latenz der weiblichen Versuchsteilnehmer zeigte einen Wert von $7,996 \pm 0,66$ ms, die der männlichen einen Wert von $7,69 \pm 0,69$ ms.

Ergebnisse der Standard-Messung:

Bei der Standard-Messung lag die durchschnittliche Hörschwelle bei $19,31 \pm 7,53\text{dB}$.

Bei geschlechtsgetrennter Betrachtung zeigten sich die Werte wie folgt: Hörschwelle der Frauen im Mittel bei $19,05 \pm 8,31\text{dB}$, die der Männer bei $20 \pm 5,35\text{dB}$.

Die Latenz der Welle V betrug im Mittel $7,455 \pm 0,57$ Millisekunden.

Hier führte eine getrennte Auswertung zu folgendem Befund: die durchschnittliche Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V lag für die weiblichen Probandinnen bei $7,49 \pm 0,61$ ms, für die männlichen Probanden bei $7,365 \pm 0,493$ ms.

Statistische Auswertung:

Im Signifikanztest zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den mittels Standard- und Zeitgangverfahren erlangten Ergebnissen. Auch die geschlechtsspezifischen Unterschiede wiesen keine statistische Signifikanz auf.

Auch der Vergleich von Messungen bei Neugeborenen mit den an Erwachsenen vorgenommenen Messungen zeigte keinen signifikanten Unterschied.

4.2 Ergebnisse des Hörscreenings

Ein Screening-Verfahren muss zuverlässig, risikofrei, leicht anwendbar und ökonomisch vertretbar sein. Der Test sollte in möglichst kurzer Zeit zuverlässige Ergebnisse liefern. Zudem muss die mittels Verfahren diagnostizierte Krankheit wirksam behandelbar sein.

Dass die Messung akustisch evozierter Potentiale die oben genannten Punkte für einen Screening-Test erfüllt, wurde in den letzten Jahren immer wieder im Bereich des

Neugeborenen-Hörscreenings gezeigt [1-5, 24, 26, 30]. In diesem Zusammenhang wurde auf Aspekte wie Spezifität und Dauer der Untersuchung [24] und auf Vorteile der Methodik gegenüber anderen objektiven Messmethoden wie z.B. der Messung von otoakustischen Emissionen (OAE) eingegangen [4].

Das Problem der Hirnstammaudiometrie als objektive, aber auf Grund der nötigen Interpretation der Ergebnisse doch nicht vollständig objektive Methode beschäftigte bereits Mitte der 80er Jahre Elberling und Don [31, 32]. Hier wurde erstmals der Versuch einer Automatisierung der Auswertung und damit einer Objektivierung der Ergebnisse unternommen.

Die Kopplung von automatisierten Auswerte-Algorithmen und BERAphon[®] xxl ermöglicht ein schnelles, zuverlässiges Ergebnis, das nicht von der Beurteilung geschulten Fachpersonals oder einer individuellen Geräteeinstellung abhängig ist. Diese Automatisierung entkräftet also einen der in der Vergangenheit häufig aufgeworfenen Kritikpunkte: die unterschiedliche Interpretation der Testergebnisse durch verschiedene Untersucher oder unterschiedliche Testbedingungen [31, 33]. Die Problematik, dass „der Auswerter den gesuchten Schwellenwert ablesen muss“ [33] oder ein Messergebnis nur unter Verwendung derselben Messbedingungen als normal oder pathologisch [34] eingestuft werden darf entfällt.

Die bisher genannten Punkte verdeutlichen insbesondere die Zuverlässigkeit des Verfahrens. Doch wie sieht es mit Risikofreiheit und ökonomischer Vertretbarkeit aus?

Die Risikofreiheit des Screenings mit dem BERAphon[®] xxl ist durch folgende Eigenschaften gegeben: das Verfahren ist nicht invasiv, und damit im Vergleich mit anderen ERA-Methoden wie z.B. der invasiven Variante der transtympanalen ECoChG, bei der das Trommelfell durch eine Nadelelektrode punktiert wird [35], absolut ungefährlich. Die Sedierung der erwachsenen Testpersonen ist nicht nötig, d. h., eine Beeinträchtigung des Gesundheitszustands durch Sedativa oder ähnliches ist auszuschließen.

Zur ökonomischen Vertretbarkeit: da das BERAphon[®] xxl integrierte Elektroden enthält, entfällt das bei der herkömmlichen Hirnstammaudiometrie notwendige Kleben von Einmalelektroden. Die finanzielle Belastung liegt also in der einmaligen Anschaffung des Testgerätes. Zusätzliche erhebliche Investitionen entfallen.

Hier wird auch der Aspekt der Zeitersparnis deutlich: während die konventionelle BERA einen Zeitaufwand von mindestens einer halben Stunde erfordert, liefert das Screening mit dem BERAphon[®] xxl innerhalb von 1 Minute (siehe 3.2) zuverlässige Ergebnisse. Der geringere Zeitaufwand dieser Methode wurde ebenfalls im Rahmen des Screeningtests bei Neugeborenen bereits in anderen Studien beschrieben [4,24].

Auch die wirksame Behandelbarkeit der diagnostizierten Krankheit, der Schwerhörigkeit, ist durch den Einsatz von Hörgeräten oder in extremen Fällen der Versorgung mit einem Cochlea-Implantat (CI) gewährleistet.

Die Einordnung der in Punkt 3.2 dargestellten Ergebnisse in den geschilderten Kontext bekräftigt alle Aspekte: die Messung mit dem BERAphon[®] xxl liefert auch beim Erwachsenen zuverlässige Ergebnisse. Dies zeigt sich insbesondere im 30dB-Screening, da hier bei allen Probanden ein „pass“-Ergebnis zu verzeichnen ist. Ein Screening ist folglich möglich, sollte beim Erwachsenen jedoch bei 30dB und nicht wie im Neugeborenen-Screening üblich bei 40dB erfolgen, da bereits bei diesem Pegel bei Normalhörenden zuverlässige Ergebnisse ermittelt werden können, und eine bessere Annäherung an die normale Hörschwelle besteht [36]. Des Weiteren weist der 30dB-Test eine Spezifität von 100% auf, während die Spezifität des 40dB-Tests bei 80% liegt. Bei Ausbleiben einer Antwort auf einen 30dB-Reiz kann das Ergebnis folglich als pathologisch eingestuft werden.

Das BERAphon[®] xxl kann optimal als Mittel zum Hörscreening bei Erwachsenen eingesetzt werden, da das Gerät aufgrund der eindeutigen, nicht interpretationsbedürftigen Ergebnisse auch von nicht geschultem Personal verwendet werden kann, und die Methodik nicht invasiv und ungefährlich sowie ökonomisch vertretbar ist. Aufgrund dieser Tatsache ergeben sich einige neue Einsatzgebiete, auf die später im Detail eingegangen werden soll.

4.3 Ermittlung der Hörschwelle

Wie schon in anderen Studien beschrieben [36], liegt die durch eine psychoakustische Methode, z.B. Tonschwellenaudiometrie, ermittelte Hörschwelle eines Erwachsenen ca. 10-15dB niedriger als die mittels Hirnstammaudiometrie nachweisbare. Diese Beobachtung lässt sich auch anhand der Messungen mit dem BERAphon[®] xxl

bestätigen: die durchschnittliche Hörschwelle liegt hier - bei Personen, die im tonaudiometrischen Test eine Schwelle von 0dB HL aufweisen - bei ca. 19dB (siehe 3.3).

In einer Studie über die Hörschwellenbestimmung mittels der Hirnrindenpotentiale, d.h., der späten akustisch evozierten Potentiale (SAEP), kamen Hoth und Weber 1990 zu dem Ergebnis, dass erst „bei 40dB HL alle Probanden ein nachweisbares Potential aufweisen“ [33]. Bei den in dieser Arbeit abgeleiteten frühen akustisch evozierten Potentiale (FAEP) ist jedoch bei allen untersuchten Probanden schon bei 30dB eine adäquate Reizantwort erkennbar. Hierbei ist zu beachten, dass bei der von Hoth und Weber vorgenommenen SAEP-Messung Potentiale mit einer Latenz ab ca. 50 ms nach Einsetzen des akustischen Reizes abgeleitet wurden, während bei der Hirnstammaudiometrie Potentiale mit einer Latenzzeit unter 10 ms erfasst werden [20].

Die mittels BERAphon[®] xxl ermittelte Hörschwelle zeigt sowohl in der Zeitgang- als auch in der Standardmessung geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich Hörschwelle und Latenzzeit: so liegt die Hörschwelle der weiblichen Testpersonen in beiden Messungen niedriger als die der männlichen Probanden (Zeitgang: Frauen 17,37 ± 7,33dB, Männer 25 ± 7,56dB; Standard: Frauen 19,05 ± 8,31dB, Männer 20 ± 5,35dB). In der tonaudiometrischen Schwellenbestimmung sind jedoch keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern erkennbar. Die Schwelle liegt bei allen getesteten Personen bei ca. 0dB.

Jerger und Hall beschreiben in ihrer Studie über den Einfluß von Alter und Geschlecht auf die Hirnstammantworten [37] eine deutlich kürzere Latenzzeit und größere Amplitude bei weiblichen Testpersonen aller Altersgruppen. Diese Beobachtungen zeigen auch Studien von Stockard et al. [38, 39]. Stockard sieht seine Beobachtungen unter anderem durch den Unterschied im Kopfumfang bei Männern und Frauen begründet.

Die Messungen mit dem BERAphon[®] xxl zeigen gegensätzliche Ergebnisse:

Die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V ist sowohl in der Zeitgang- als auch in der Standardmessung für weibliche Testpersonen länger als für männliche (Zeitgang: Frauen 7,996 ± 0,66 ms, Männer 7,69 ± 0,69 ms; Standard: Frauen 7,49 ± 0,61 ms, Männer 7,365 ± 0,493 ms). Im Signifikanztest zeigt sich der Unterschied als statistisch nicht signifikant. Folglich kann von einer in etwa gleich langen Latenz bei beiden Geschlechtern ausgegangen werden, nicht aber von einer wie in der Literatur

beschriebenen kürzeren Latenzzeit bei weiblichen Testpersonen. Eine Ursache für diese Ergebniskonstellation wurde im Aufbau des BERAphon-Hörers vermutet. Bei der konventionellen BERA mit Kopfhörern, welche einen vergleichbaren Aufbau aufweist (das Ohr des Probanden ist von einem Kopfhörer umgeben), konnten oben geschilderte Latenzverschiebungen bislang jedoch nicht bestätigt werden.

Es bleibt zu beachten, dass das von Jerger und Hall untersuchte Kollektiv um einiges größer war ($n = 319$) als das hier getestete. Folglich kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht auf unterschiedliche Ergebnisse aufgrund der Methodik geschlossen werden. Weitere Studien zur Überprüfung dieses Sachverhalts sind erforderlich.

Sowohl die Zeitgang- als auch die Standardmessung lieferte bei wenigen Probanden nicht auswertbare Ergebnisse. Hierbei fällt auf, dass bei den Probanden, bei denen mittels Zeitgang-Verfahren keine Schwelle ermittelt werden konnte, im Standardverfahren eine eindeutige Schwelle bestimmbar war und umgekehrt. Während in der Zeitgangmessung in drei Fällen keine Auswertung der erhaltenen Daten möglich war, konnte bei der Standardmessung lediglich in einem Fall keine Schwelle bestimmt werden. Die Ursache für die nicht auswertbaren Zeitgangmessungen könnte im hier verwendeten Reizintensitäts-Spektrum liegen: der Zeitgangreiz beinhaltet Klicks von 10dB bis 60dB [14]. Ein 60dB-Reiz stellt für einen gesunden, normalhörenden jungen Erwachsenen einen deutlich überschwelligen und teils als subjektiv sehr laut und unangenehm empfundenen Reiz dar. Als Reaktion auf diesen unangenehmen Reiz folgt eine unbewusste Muskelanspannung, die eine Überlagerung der abzuleitenden Potentiale durch Muskelpotentiale zur Folge haben kann, und eine Hörschwellenbestimmung unmöglich macht. Konkrete Reaktionen auf zu laut empfundene Reize werden unter Punkt 4.4, beim Vergleich der Messergebnisse zwischen Erwachsenen und Neugeborenen, behandelt. Die dort beschriebenen Beobachtungen bekräftigen den hier geschilderten Sachverhalt.

Im zusammenfassenden Vergleich der Ergebnisse bei Zeitgang- und Standardmessung lassen sich keine wesentlichen Unterschiede feststellen: auch mittels Zeitgangverfahren konnte beim Erwachsenen eine zuverlässige Hörschwelle bestimmt werden, die nahezu mit der in der Standardmessung ermittelten übereinstimmt. Die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V ist in der Zeitgangmessung etwas länger als in der Standardmessung. Da aus der Verwendung des Zeitgangreizes eine wesentliche Zeitersparnis für

Untersucher und Patient resultiert, ist die Messung mittels Stufenreiz zur Hörschwellenbestimmung den Einzelmessungen der Standard-BERA vorzuziehen.

Grundsätzlich bietet die Hörschwellenbestimmung mit dem BERAphon[®] xxl gegenüber der Schwellenbestimmung durch die normale BERA einen entscheidenden Vorteil: das zeitaufwendige und für den Patienten manchmal beängstigende Elektrodenkleben entfällt. Der Patient empfindet die Untersuchung subjektiv weniger belastend: das Auflegen einer Art „Telefonhörer“ gleicht weniger einem medizinischen Eingriff als das Aufkleben von Elektroden auf die Schädeloberfläche. Dem Untersucher bieten sich zudem ein einfach zu handhabendes Gerät und eine deutliche Zeitersparnis.

Ein großes Problem der objektiven Hörschwellenbestimmung unter Verwendung akustisch evozierter Potentiale wird allerdings auch durch diese Untersuchungsmethode nicht gelöst: die fehlende frequenzspezifische Bestimmung.

4.4 Vergleich der Messergebnisse bei Erwachsenen und Neugeborenen

In den beiden zuvor abgehandelten Abschnitten lassen sich deutliche Gemeinsamkeiten in den Testergebnissen bei Erwachsenen und Neugeborenen feststellen. Allerdings werden auch viele Unterschiede deutlich.

Wie schon von einigen Autoren beschrieben, finden sich bei der Ableitung der frühen akustisch evozierten Potentiale deutliche Unterschiede bei Vergleichsgruppen unterschiedlichen Alters. Die bisher in der Literatur gezogenen Vergleiche beziehen sich insbesondere auf Unterschiede bezüglich Amplitude und Latenzzeiten [39, 40, 41]. Wie beispielsweise von Hecox at al. [40] oder Salamy at al. [42] gezeigt wird, nimmt die Latenzzeit der Welle V mit zunehmendem Alter ab. Diese Beobachtung wird mit der Reifung und zunehmenden Myelinisierung der Nerven begründet.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Tauglichkeit des BERAphon[®] xxl als Testgerät zu überprüfen. Deshalb soll hier auf für die praktische Handhabung relevante Unterschiede, so z.B. Unterschiede bezüglich erforderlicher Messungen bis zum Erhalt eines repräsentativen Ergebnisses und Artefaktzahlen, eingegangen werden. Latenzunterschiede zwischen Neugeborenen und Erwachsenen wurden nicht untersucht.

Im Screening bei 40dB wird deutlich, dass bei den Erwachsenen im Schnitt eine längere Messdauer erforderlich ist, um ein „pass“-Ergebnis zu erhalten. Außerdem liegt die

Zahl der Artefakte pro Messdurchgang mit 69 sehr hoch. Wird das Screening beim Erwachsenen mit einem Pegel von 30dB durchgeführt, sinken sowohl Messdauer (40dB: $65,63 \pm 25,22$ s; 30dB: $55,9 \pm 35,04$ s) als auch Artefaktzahl (40dB: 69; 30dB: 4). Des Weiteren sind keine „fail“-Ergebnisse zu verzeichnen.

Diese Ergebnisse lassen sich darin begründen, dass die Hörschwelle bei Neugeborenen höher liegt als bei Erwachsenen [41]. Während bei den Neugeborenen ein 40dB-Reiz nahe an der Hörschwelle liegt – ein Kind gilt im Screening als unauffällig („pass“), wenn bei 40dB sichere BERA-Antworten nachweisbar sind [24] - stellt er für einen erwachsenen Menschen einen überschwelligeren Reiz dar (siehe Ergebnisse der Hörschwellen-Ermittlung). Folglich wird der Reiz von einigen Testpersonen als subjektiv unangenehm oder laut empfunden, was eine unbewusste Muskelanspannung zur Folge hat, welche durch die Überlagerung der akustisch evozierten Potentiale durch Muskelpotentiale wiederum zu einer erhöhten Artefaktzahl führen kann. Als Beleg für diese Hypothese kann die Beobachtung dienen, dass bei einem Probanden während des 40dB-Testes ein sichtbares Lidzucken auftrat. Ferner beschreibt der Proband spürbare „Augenzuckungen“, vermutlich unwillkürliche Augenmuskelbewegungen. Da ein 30dB Reiz für Erwachsene näher an der Hörschwelle liegt, nimmt die Zahl der z.B. durch Muskelanspannung entstehenden Artefakte ab und die erforderliche Messzeit verkürzt sich.

Dieses Erklärungsmodell würde auch die Beobachtungen bei der Zeitgang-BERA begründen, da hier mit einem maximalen Pegel von 60dB gereizt wird. Auch hier liegt die Artefaktzahl bei den Erwachsenen wieder deutlich über der bei den Neugeborenen ermittelten. Es bleibt zu beachten, dass die Neugeborenen während der Messung schliefen, die Erwachsenen Probanden hingegen nur aufgefordert wurden, sich bewusst zu entspannen.

In dieser Gegenüberstellung von Messergebnissen bei Neugeborenen und Erwachsenen und unter Berücksichtigung der zu beachtenden Unterschiede, kann das BERaphon[®] xxl als ebenbürtig mit dem bei Neugeborenen verwendeten BERaphon[®] eingestuft werden.

4.5 Anwendungsgebiete des BERAphon® xxl

Anhand der oben diskutierten Punkte werden einige Einsatzmöglichkeiten für das BERAphon® xxl deutlich:

Zunächst einmal ist das Gerät einfach in der Handhabung und erlaubt auch dem ungeübten Untersucher bei der Verwendung des entsprechenden Screening-Programms ein relativ schnelles und sicheres Ergebnis. Somit wäre das BERAphon® beispielsweise auch in Allgemeinarztpraxen als Mittel zur Erkennung von Hörstörungen einsetzbar. Die Relevanz und Häufigkeit von Schwerhörigkeit als Erkrankung in Hausarztpraxen zeigte Sohn in seiner Untersuchung über Schwerhörigkeit in Deutschland [43]. Im Vergleich zur bisher angewendeten Methodik, der audiometrischen Diagnostik, wäre die Messung akustisch evozierter Potentiale eine objektive Untersuchung, die von den Ängsten der Patienten „zum HNO-Arzt zu müssen“ [43] und einer eventuell damit verbundenen Ergebnisverfälschung unbeeinflusst bliebe. Auch wäre die Untersuchung von ungeschultem Personal, also z.B. von der Sprechstundenhilfe durchführbar. Bei der Verwendung eines Screening-Bildschirms, der ein eindeutiges „pass“- oder „fail“-Ergebnis liefert, entfällt die Notwendigkeit der Auswertung und Interpretation durch einen audiologisch geschulten Experten.

Die gleichen, oben genannten Gründe (Objektivität, leichte Handhabbarkeit) sprechen für einen Einsatz des BERAphon® xxl im Bereich arbeitsmedizinischer Untersuchungen und Präventionsmaßnahmen. Die berufsbedingte Lärmschwerhörigkeit ist durch einen „typischen Hörverlust im Frequenzbereich um 4000 Hz“ [44] charakterisiert. Folglich kann diese mit Hilfe des BERAphon® xxl gut diagnostiziert werden, da Messungen mit dem BERAphon® xxl insbesondere den Frequenzbereich von 1 - 4kHz erfassen.

Um einen breitflächigeren Einsatz des BERAphon® xxl zur allgemeinen Diagnostik von Hörstörungen zu ermöglichen, ist die Möglichkeit einer frequenzspezifischen Messung anzustreben. Hierdurch könnte zukünftig beispielsweise ein schnelles, zuverlässiges Screening zur Verlaufsbeobachtung bei Patienten unter Cisplatin-Chemotherapie oder anderen ototoxischen Medikamenten gewährleistet werden [45]

Versuche, Hirnstammpotentiale frequenzspezifisch abzuleiten wurden bereits 1984 von Maurizi et al. beschrieben [46].

Ein wenig beachteter Einsatzbereich von akustisch evozierten Potentialen stellt die Diagnostik des Hirntodes dar. Hier werden frühe akustisch evozierte Potentiale und

deren spezifische Abfolge zur Feststellung der Irreversibilität von klinischen Ausfällen, also zur Feststellung von dauerhaften Hirnschäden verwendet [47]. Die Anwendung des BERAphon[®] xxl könnte hier eine Arbeitserleichterung und schnellere Diagnostik ermöglichen.

In seiner Arbeit über „clinical application of evoked response audiometry“ [48] nennt McCandless Fallbeispiele, in denen die Überlegenheit der Ableitung akustisch evozierter Potentiale gegenüber der audiometrischen Diagnostik deutlich wird. Neben den Vorzügen, die die BERA im Bereich der Diagnostik (früh)kindlicher Hörschäden bietet, wird hier vor allem die Ausschlussmöglichkeit psychogener Störungen hervorgehoben. Auch hier sei erwähnt, dass das BERAphon[®] xxl durch seine einfache Handhabbarkeit eine Erleichterung im Umgang mit psychisch auffälligen Patienten und oftmals sehr schwierigen Patienten bieten kann.

Auch in anderen klinischen Anwendungsbereichen der elektrischen Reaktionsaudiometrie, so z.B. der Topodiagnostik und Differenzierung von Schwerhörigkeiten, neurologischen Fragestellungen, otologischen Erkrankungen oder Monitoring von Patienten die mit ototoxischen Medikamenten behandelt wurden [49], bietet die Anwendung des BERAphon[®] xxl sowohl dem Patienten als auch dem Untersucher eine Erleichterung.

Nicht zu vergessen bleibt die Möglichkeit eines objektiven, schnellen Hörscreenings durch Kopplung von BERAphon[®] xxl und Auswerte-Algorithmus. Neben der bereits erwähnten Einsatzmöglichkeit im Bereich der Arbeitsmedizin eröffnet dies vor allem in bevölkerungsdichten Ländern wie z.B. China neue Aspekte in Hinblick auf die Durchführung eines großflächigen objektiven Hörscreening bei Erwachsenen.

4.6 Fazit

Die Messungen mit dem BERAphon[®] xxl liefern Ergebnisse, die durchaus mit Ergebnissen, die durch herkömmliche Messmethoden erlangt werden, vergleichbar sind. Das Messgerät entspricht den Empfehlungen der ADANO [50], die Untersuchung stellt für den Patienten eine wenig belastende Methode dar, und die Handhabung des Gerätes bietet dem Untersucher einige Vorteile wie z.B. Zeitersparnis durch fehlendes Elektrodenkleben oder eine automatisierte Auswertung.

Wie die unter Punkt 3. dargestellten Ergebnisse zeigen, kann das BERAphon[®] xxl sowohl zu Screening-Zwecken als auch zur Bestimmung der Hörschwelle zuverlässig eingesetzt werden. Eine Anwendung des Gerätes zur Diagnostik von Hörstörungen bei Erwachsenen ist folglich ebenso gut möglich wie der Einsatz zur Frühdiagnose von Hörschäden bei Säuglingen.

Um die Untersuchung sowohl für den Untersucher als auch für den Patienten noch angenehmer und einfacher zu gestalten, sollte auf eine Möglichkeit der Fixierung des BERAphon[®] xxl am Kopf der zu testenden Person hingearbeitet werden. Dies wäre beispielsweise durch die Integration des Gerätes in eine Art Stirnband oder durch einen flexiblen Griff zwischen Ohrmuschel und Vertex-Elektrode des BERAphon[®] xxl, der eine Anpassung an die jeweilige Kopfform zulässt, möglich.

Abschließend kann das BERAphon[®] xxl zu Screening-Zwecken und zur Hörschwellenbestimmung beim Erwachsenen für gut geeignet beurteilt werden. Dies begründet sich neben den oben genannten technischen Erleichterungen für den Untersucher vor allem in der für den Patienten wenig belastenden Untersuchungsatmosphäre.

5. Zusammenfassung

Schwerhörigkeit stellt mit rund 15 Millionen Betroffenen in Deutschland [6] ein – vor allem in Hinblick auf soziale und berufliche Folgen – nicht unerhebliches Problem unserer Bevölkerung dar. Als objektives diagnostisches Mittel zur Erkennung von Hörstörungen etablierte sich neben der gängigen audiometrischen Untersuchung, einer psychoakustischen Testmethode bei der der Untersucher auf die Kooperation des Patienten angewiesen ist, die Hirnstammaudiometrie (BERA = brainstem evoked response audiometry) als objektive Testmethode [10].

Ziel dieser Studie war es, die Anwendbarkeit des BERAPHON[®] xxl, einem klinischen BERA-System, zur Hörschwellenbestimmung und zum Screening beim Erwachsenen zu testen.

An einem Kollektiv von 40 Erwachsenen (Altersmittelwert: 23,7 Jahre, Geschlechterverteilung: 12 [männlich]: 28 [weiblich]), die auf Grund einer tonaudiometrischen Untersuchung als normalhörend eingestuft werden konnten, wurde ein Screening-Test bei einer Lautstärke definierten Pegels (40dB, 30dB oder 20dB) durchgeführt. In einem zweiten Schritt erfolgte die Bestimmung der Hörschwelle unter Verwendung der Zeitgang-BERA (Finkenzeller, 1994) [25]. Das Ergebnis der Schwellenbestimmung wurde mittels Standard-BERA überprüft.

Als geeigneter Pegel für ein Screening zeigte sich eine Lautstärke von 30dB. Hier konnte bei allen 10 Testpersonen ein positives Ergebnis („pass“) verzeichnet werden, während im 40dB-Screening 4 von 20 Probanden ein auffälliges Testergebnis lieferten. Bei 20dB erreichte lediglich eine von 10 Testpersonen den „pass“-Bereich. Die Messdauer im 30dB-Screening betrug im Durchschnitt $55,9 \pm 35,04$ Sekunden bis zum Erhalt eines positiven Ergebnisses.

Bei der Ermittlung der Hörschwelle zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen Ergebnis in Zeitgang- und Standard-BERA. Die durchschnittlich ermittelte Schwelle lag bei der Zeitgang-Messung bei $19,63 \pm 8,08$ dB, bei der Standard-Messung bei $19,31 \pm 7,53$ dB. Die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V betrug $7,905 \pm 0,67$ Millisekunden in der Zeitgang- und $7,455 \pm 0,57$ Millisekunden in der Standard-BERA. Im Vergleich der Ergebnisse der Messungen bei Erwachsenen mit den bei Neugeborenen erhaltenen Werten, fiel eine deutlich größere Zahl an Artefakten bei den

Erwachsenen auf. Signifikante Unterschiede bezüglich der erforderlichen Messdauer bis zum Erhalt eines positiven Ergebnisses waren nicht nachweisbar.

Während in der Literatur allgemein kürzere Latenzzeiten für Probanden weiblichen Geschlechts angegeben werden [37, 38, 39], lässt sich diese Beobachtung anhand dieser Studie nicht bestätigen. Sowohl in der Zeitgang- (weiblich: $7,996 \pm 0,66$ ms, männlich: $7,69 \pm 0,69$ ms) als auch in der Standard-Messung (weiblich: $7,49 \pm 0,61$ ms, männlich: $7,365 \pm 0,493$ ms) wurde für die weiblichen Testpersonen eine längere Latenz bis zum Erreichen der Welle V gemessen. Im Signifikanztest zeigt sich der Unterschied zwischen den Ergebnissen bei Männern und Frauen als nicht statistisch signifikant. Folglich kann davon ausgegangen werden, dass die Latenzzeit bis zum Erreichen der Welle V bei den weiblichen Testpersonen nicht länger ist als bei den männlichen; eine kürzere Latenz bei Probanden weiblichen Geschlechts konnte jedoch nicht nachgewiesen werden.

Das Testgerät ist einfach in der Handhabung und ermöglicht dem Untersucher eine einfache, eindeutige Auswertung der Ergebnisse: bei der Verwendung des Zeitgang-Reizes zur Hörschwellenbestimmung kann die Hörschwelle direkt vom Bildschirm abgelesen werden [25], und im Screening-Programm liefert ein automatisierter Auswerte-Algorithmus dem Untersucher ein eindeutiges „pass“- oder „fail“-Ergebnis [27, 28]. Das BERAphon[®] xxl ist somit eine Anwendungsmöglichkeit der elektrischen Reaktionsaudiometrie, die viele Vorteile aufweist:

- einfache Handhabung und eindeutige Ergebnisse erlauben auch ungeübtem Personal wie z.B. Sprechstundenhilfen in einer Praxis die Durchführung der Untersuchung
- ein vom Patienten häufig als unangenehm empfundenenes Aufkleben von Elektroden entfällt
- schnelle Ergebnisse beim Screening-Test eröffnen neue Perspektiven in Bezug auf ein objektives Hörscreening bei Erwachsenen (z.B. im Bereich der Arbeitsmedizin)

Im Vergleich mit der herkömmlichen Ableitung der Hirnstammpotentiale stellt die Messung mit dem BERAphon[®] xxl eine vereinfachte Methode dar, die zuverlässige Ergebnisse liefert. Screening und Hörschwellenbestimmung beim Erwachsenen sind mit dem BERAphon[®] xxl möglich.

6. Literaturverzeichnis

- [1] Welzl-Müller K: Neugeborenen-Hörscreening: Siebttest nach Hörstörungen bei Neugeborenen, HNO 1998, 8: 704-707
- [2] Deutsche Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie e.V.: Europäischer Konsensus zum Neugeborenen Hörscreening, verabschiedet auf der European Consensus Development Conference on Neonatal Hearing Screening, 15.-16.Mai in Mailand
- [3] Gesellschaft für Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin: Ergebnisse und Empfehlungen der Arbeitsgruppe STANDARD OF CARE der interdisziplinären Konsensuskonferenz „Neugeborenen-Hörscreening“ 25.09.02
- [4] Neumann K, Berger R, Euler HA, Ahr A, Gall V: Neugeborenen-Hörscreening-Verfahren mit frühen akustisch evozierten Potentialen, Z Audiol 2004, 43(1): 10-21
- [5] Deutsche Gesellschaft für Phoniatrie und Pädaudiologie e.V. (Hrsg.): Phoniatrich-pädaudiologischer Konsensus zu einem universellen Neugeborenen-Hörscreening in Deutschland, Phoniatrie-Pädaudiologie-Mitteilungen 2001, 11
- [6] Forum Besser Hören: Der Schwerhörigkeit auf der Spur,
<http://www.forumbesserhoeren.de/infoseiten.php?pid=0&psid=4> (Stand: 3.3.2004),
- [7] Universität zu Köln, Heilpädagogische Fakultät: SEAL – Schwerhörige und Ertaubte im Arbeitsleben, psychosoziale Betreuung hörbehinderter Arbeitnehmer und Arbeitnehmerinnen,
<http://www.uni-koeln.de/hp-fak/gh/index.html?hp-fak/gh/informationen/projekte/seal.html> (Stand: 3.3.2004)
- [8] Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung: Arbeitsmedizinische Tafeln, Anzeigen auf Verdacht von Berufskrankheiten und neue Berufskrankheitenrenten

nach Krankheitsarten (1997-1999), aus: Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit
1999 – Unfallverhütungsbericht Arbeit, Bonn 2001 (Stand: Dez. 2000)

- [9] Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (Schriftenreihe):
Empfehlungen für die Begutachtung der beruflichen Lärmschwerhörigkeit –
Königsteiner Merkblatt – 4.Auflage 1995, 3.4 Tonschwellenaudiometrie
- [10] Probst R, Grevers G, Iro H: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde: ein sicherer Einstieg:
kleine Etappen in Text, Bild und Ton, 1. Auflage 2000, Thieme Verlag, Stuttgart,
S. 184ff
- [11] Davis H, Davis PA, Loomis AL, Harvey EN, Hobart G: Electrical reaction of the
human brain to auditory stimulation during sleep, J Neurophysiol 1939, 2: 500-514
- [12] Dawson GD: A summation technique for the detection of small evoked potentials,
EEG Clin Neurophysiol 1954, 6: 65-84
- [13] Hoth S, Lenarz Th (Verf.): Elektrische Reaktionsaudiometrie, 1. Auflage 1994,
Springer Verlag, Berlin- Heidelberg- New York, S. 19-59
- [14] Maico Diagnostic GmbH: Gebrauchsanweisung MB 21 (Stand: 7/03)
Hrsg.: Maico Diagnostic GmbH, Salzufer 13/14, 10587 Berlin
- [15] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und
Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber,
Bern, S. 219
- [16] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und
Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber,
Bern, S. 215

- [17] Zetkin, Schaldach: Lexikon der Medizin, 16., neu bearbeitete Auflage 1999, Ullstein Medical Verlagsgesellschaft mbH & Co., Wiesbaden, S. 886
- [18] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber, Bern, S. 30, S.69
- [19] Akustik/ Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung von Reinton-Knochenleitungsaudiometern, Ausgabe September 1984, Norm-Entwurf DIN ISO 7566, 3.8 Hörschwelle
- [20] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber, Bern, Kap. 8.2.4, S. 226 – 232
- [21] Jewett DL, Romano MN, Williston JS: Human auditory evoked potentials: possible brainstem components detected on the scalp, Science 1970, 167: 1517-1581
- [22] Rosenhamer HJ, Lindström B, Lundborg T: On the use of click-evoked electric brainstem responses in audiological diagnosis, Scand Audiol 1978, 7: 193-205
- [23] Rowe MJ: Normal variability of the brain-stem auditory evoked response in young and old adult subjects, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 1978, 44: 459-470
- [24] Shehata-Dieler WE, Dieler R, Keim R, Finkenzeller P, Dietl J, Helms J: Universelle Hörscreening-Untersuchungen bei Neugeborenen mit dem BERAphon[®], Laryngo-Rhino-Otol 2000, 79: 69-76
- [25] Finkenzeller P: Zeitgang-BERA: Der schnelle Stufenreiz zur Schwellenbestimmung, Groß (Hrsg.): Aktuelle phoniatriisch-pädaudiologische Aspekte, Median-Verlag, Heidelberg 1994, 2: 17-19

- [26] Shehata-Dieler WE, Dieler R, Wenzel G, Keim R, Singer D, von Deuster Ch: Das Würzburger Hörscreening-Programm bei Neugeborenen. Erfahrungen bei mehr als 4000 Säuglingen – Einfluß nichtpathologischer Faktoren auf die Messergebnisse, *Laryngo-Rhino-Otol* 2002, 81: 204-210
- [27] Cebulla M, Stürzebecher E, Wernecke K.-D.: Untersuchung verschiedener SNR-Schätzer für den Nachweis von biologischen Reizantworten im Rauschen, *Z Audiol* 2000, 39 (1): 14-22
- [28] Patentanmeldung „Method for hearing screening of newborn by means of steady-state responses evoked with high click-rate“, Erfinder: Stürzebecher E, Anmelder: MAICO Diagnostik GmbH
- [29] Falk M (Lehrstuhl für mathemat. Statistik, Universität Würzburg): Skript Stochastik I, Wintersemester 2002/2003, Kap. 10
- [30] Smyth V, Scott J, Tudehope D: The utility of the auditory brainstem response as a screening procedure, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 1990, 19: 45-55
- [31] Don M, Elberling C, Waring M: Objective detection of averaged auditory brainstem responses, *Scand Audiol* 1984, 13: 219-228
- [32] Elberling C, Don M: Detection functions for the human auditory brainstem response, *Scand Audiol* 1987, 16: 89-92
- [33] Hoth s, Weber Ch: Kritische Wertung der Hörschwellenbestimmung mittels der Hirnrindenpotentiale, *Audiologische Akustik* 1990, 5: 190-200
- [34] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber, Bern, S. 232

- [35] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber, Bern, S.221-225
- [36] Gorga MP, Kaminski JR, Bauchaine KA, Jestead W: Auditory brainstem responses to tone bursts in normally hearing subjects, *J Speech Hear Res* 1988, 31: 87-97
- [37] Jerger J, Hall J: Effects of age and sex on auditory brainstem response, *Arch Otolaryngol* 1980, 106: 387-391
- [38] Stockard JJ, Stockard JE, Sharbrough FW: Nonpathologic factors influencing brainstem auditory evoked potentials, *Am J EEG Technol* 1978, 18: 177-209
- [39] Stockard JE, Stockard JJ, Westmoreland BF, Corfits JL: Brainstem auditory-evoked responses – normal variations as a function of stimulus and subject characteristics, *Arch Neurol* 1979, 36: 823-831
- [40] Hecox K, Galambos R: Brain stem auditory evoked responses in human infants and adults, *Arch Otolaryngol* 1974, 99: 30-33
- [41] Werner LA, Folsom RC, Mancl LR: The relationship between auditory brainstem latencies and behavioural thresholds in normal hearing infants and adults, *Hear Res* 1994, 77: 88-98
- [42] Salamy A, McKean CM, Pettett G, Mendelson T: Auditory brainstem recovery processes from birth to adulthood, *Psychophysiology* 1978, 15 (3): 214-220
- [43] Sohn W, Jörgenshaus W: Schwerhörigkeit in Deutschland – repräsentative Hörscreening-Untersuchung bei 2000 Probanden in 11 Allgemeinpraxen, *Z Allg Med* 2001, 77: 143-147

- [44] Universität Rostock – Medizinische Fakultät, Institut für Arbeitsmedizin:
Merkblatt zur BK Nr. 2301: Lärmschwerhörigkeit, Bekanntmachung des BMA
vom 20.7.1977 im BABI Fachbeilage Arbeitsschutz 8/9/1977
- [45] Probst R, Grevers G, Iro H: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde: ein sicherer Einstieg:
kleine Etappen in Text, Bild und Ton, 1. Auflage 2000, Thieme Verlag, Stuttgart,
S. 264
- [46] Maurizi M, Paludetti F, Ottaviani F, Rosignoli M: Auditory brainstem responses to
middle- and low-frequency tone pips, *Audiology* 1984, 23: 75-84
- [47] Richtlinien zur Feststellung des Hirntodes, *Deutsches Ärzteblatt* 1995, Ausgabe 30
vom 24.7.1998
- [48] McCandless GA: Clinical application of evoked response audiometry, *J Speech
Hear Res* 1967, 10: 468-478
- [49] Böhme G, Welzl-Müller K: Audiometrie – Hörprüfungen im Erwachsenen- und
Kindesalter, 4., überarbeitete und ergänzte Auflage 1998, Verlag Hans Huber,
Bern, S. 237-251
- [50] Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger Audiologen und Neurootologen
(ADANO): Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger Audiologen
und Neurootologen (ADANO) zur Durchführung der Elektrischen Reaktions-
Audiometrie, verabschiedet auf der Geschäftssitzung der ADANO am 19.3.1994

7. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1.1: Blockdiagramm einer Apparatur zur Messung der akustisch evozierten Potentiale
[Hoth S, Lenarz Th: Elektrische Reaktionsaudiometrie, Springer-Verlag 1994, S. 24]
- Abb. 1.2: Beispiel eines typischen, wenig gefilterten BERA-Potentials
[Gebrauchsanweisung MB 21, Maico Diagnostic GmbH 3/03, S. 5]
- Abb. 2.1: Das Messgerät: BERAphon[®] xxl
- Abb. 2.2: Aufbau des Messgerätes MB 21
[Gebrauchsanweisung MB 21, Maico Diagnostic GmbH 3/03, S. 5]
- Abb. 2.3: Schema der Schallreize bei der Standard-BERA und der Zeitgang-BERA
[Gebrauchsanweisung MB 21, Maico Diagnostic GmbH 3/03, S. 5]
- Abb. 2.4: Fixierung des BERAphon[®] xxl durch den Untersucher
- Abb. 2.5: BERAphon[®] xxl liegt frei auf dem Kopf des Patienten auf
- Abb. 2.6: Bildschirmmaske: Übersicht über die verschiedenen Messoptionen
- Abb. 2.7: Untersuchungsprotokoll für Untersuchungen mit dem BERAphon[®] xxl
- Abb. 2.8: Lagerung des Probanden: individuelle Wahl einer entspannten Position
- Abb. 3.1: Beispiel für ein Ergebnis der tonaudiometrischen Hörschwellenbestimmung
- Abb. 3.2: Beispiel für ein Messergebnis beim Screening: „pass“-Ergebnis bei 40db

Abb. 3.3: Beispiel für ein Messergebnis beim Screening: „pass“-Ergebnis bei 30db

Abb. 3.4: Beispiel für ein Messergebnis beim Screening: „pass“-Ergebnis bei 20db

Abb. 3.5: Beispiel für ein Messergebnis beim Screening: auffälliges Ergebnis bei 20db

Abb. 3.6: zusammenfassende graphische Darstellung der Ergebnisse im Screening

Abb. 3.7: Verteilung der Hörschwelle in der Zeitgang-BERA

Abb. 3.8: Beispiel für ein Messergebnis in der Zeitgang-Messung: Schwelle 20db

Abb. 3.9: Auffälliges Messergebnis im Screening bei 40db

Abb. 3.10: Zeitgang-BERA: zugehöriges Messergebnis zu Abb. 3.7

Abb. 3.11: Beispiel für ein Zeitgang-Messergebnis mit nicht bestimmbarer Hörschwelle

Abb. 3.12: Verteilung der Hörschwelle in der Standard-BERA

Abb. 3.13: Beispiel für ein Messergebnis in der Standard-Messung: Schwelle 20dB

Abb. 3.14: Vergleich der ermittelten Hörschwellen in Zeitgang- und Standard-Messung

Abb. 3.15: Vergleich der Latenzzeiten bis zum Erreichen der Welle V in Zeitgang- und Standard-Messung

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. J. Helms für die Vergabe des Themas und die freundliche Bereitstellung aller für diese Arbeit benötigten Untersuchungsgeräte und Materialien danken.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Frau Priv.-Doz. Dr. med. Shehata-Dieler für die Betreuung und die Ratschläge bei der Organisation und Durchführung der Messungen.

Mein ganz besonderer Dank gilt den Mitarbeitern der Abteilung Elektrophysiologie, insbesondere Herrn Dipl. Ing. R. Keim, der mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand, und Frau R. Koch-Metge, die mir eine große Hilfe in den Einstieg in die Arbeit mit dem BERAphon[®] war.

Weiterhin möchte ich mich bei allen Freunden und Kommilitonen/-innen bedanken, die sich so bereitwillig als Testpersonen zur Verfügung stellten und mir damit die Arbeit sehr erleichterten.

Ein großer Dank geht auch an meinen Vater, der mich immer wieder aufs Neue motivierte und mich jederzeit aufmunternd unterstützte.

Curriculum vitae

Vor- und Zuname : Kathrin Brutscher
Geburtsdatum : 14. Januar 1981
Geburtsort : Ulm/ Donau
Familienstand : ledig
Konfession : römisch-katholisch

Schulausbildung : 1987 - 1991 Grundschule Aystetten, 1.- 4. Schulj.
1991 - 1993 Justus-v.-Liebig Gymnasium Neusäß, 5.-6. Schulj.
1993 - 1994 Justin-Wagner-Schule Roßdorf, 6.- 7. Schulj.
1994 - 2000 Edith-Stein-Schule Darmstadt, 7.- 13. Schulj.

Schulabschluss : Abitur (2000)

Studium : Wintersemester 2000 Studium der Humanmedizin,
Bayerische Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Examina : 8/2002 Ärztliche Vorprüfung
8/2003 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
8/2005 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/2006 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Praktisches Jahr : 1.Tertial: Charité Universitätsmedizin Berlin, Innere Medizin (D)
2.Tertial: Zuger Kantonsspital, Chirurgie (CH)
3.Tertial: Universitäts-Kinderklinik Würzburg, Pädiatrie (D)

Stipendien : Förderung durch das Cusanuswerk,
bischöfliche Studienförderung (Beginn: 2000)