

Aus der Klinik und Poliklinik der Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten
der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med., Dr. med. h.c. J. Helms

Hörschwellenmessung mit Zeitgang-BERA, Standard-BERA und
konventioneller Tonaudiometrie – eine Vergleichsstudie

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von
Marco Bergmann
aus Reutlingen

Würzburg, Oktober 2004

Referent: Professor Dr. med., Dr. med. h.c. J. Helms

Koreferentin: Priv.-Doz. Dr. med./ET W. Shehata-Dieler

Dekan: Professor Dr. med. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 28.06.2005

Der Promovend ist Arzt

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. BERA – Messungen	2
2.1 Begriffsdefinition	2
2.2 Entwicklung und Anwendungsmöglichkeiten	3
3. Anatomische und physiologische Grundlagen	5
3.1 Äußeres Ohr und Mittelohr	5
3.2 Das Innenohr – Auris interna	6
3.3 Schallverarbeitung	9
3.4 Hörnerv und zentrale Hörbahn	10
4. Akustische und physikalische Grundlagen	12
5. Hörschwellenmessung mit Tonaudiometrie	15
6. Hörschwellenmessung mit BERA	17
6.1 Eigenschaften der BERA	17
6.2 Unterschiede zwischen Standard – BERA und Zeitgang – BERA	24
6.3 Messvorgang	29
6.4 Auftreten und Eigenschaften von Muskelartefakten	29
7. Material und Methode	32
7.1 Gerätedaten und Bedienung	32
7.2 Untersuchungsaufbau und – ablauf der BERA - Messungen	34
7.3 Probanden- und Patientenauswahl	35
7.4 Grundlagen der statistischen Auswertung	36
8. Auswertung der Messergebnisse	38
8.1 Zusammenfassung der wichtigsten statistischen Daten	38
8.2 Statistische Auswertung	39
9. Diskussion	60
9.1 Vergleich zwischen Standard- und Zeitgang – BERA	61
9.1.1 Latenz der Welle V nach Jewett 80 dB nHL, Ergebnis	61
9.1.2 Latenz der Welle V nach Jewett 80 dB nHL, Diskussion	61
9.1.3 Auftreten der Muskelartefakte, Ergebnis	62

9.1.4 Auftreten der Muskelartefakte, Diskussion	63
9.1.5 Mittlere Schwankung, Ergebnis	63
9.1.6 Mittlere Schwankung, Diskussion	64
9.1.7 Dauer der Messung, Ergebnis	65
9.1.8 Dauer der Messung, Diskussion	65
9.1.9 Hörschwellen, Ergebnis	67
9.1.10 Hörschwellen, Diskussion	67
9.2 Vergleich zwischen beiden BERA – Messmethoden und der Tonaudiometrie	69
9.2.1 Hörschwellenvergleich BERA und Tonaudiometrie, Ergebnis	69
9.2.2 Hörschwellenvergleich BERA und Tonaudiometrie, Diskussion	69
10. Zusammenfassung	71
11. Literaturverzeichnis	73

1. Einleitung

Die BERA-Messung entwickelte sich in den letzten Jahren vor allem bei Kindern und Neugeborenen zu einer zuverlässigen Methode in der Hörschwellenbestimmung [6,18,37,39]. Eine entscheidende Rolle spielt dabei die Testdauer, da zum einen die Untersuchung, z.B. bei Kindern, im Schlaf oder unter Sedierung durchgeführt werden muss, zum anderen aufgrund der Kosteneinsparung in den Kliniken eine rationelle und dennoch qualitativ hochwertige Diagnostik angestrebt werden sollte. Nicht zuletzt deshalb wurde ein Messverfahren entwickelt, das entscheidend zur Abkürzung der Testdauer beitragen soll – die Zeitgang-BERA (ZG-BERA) [10,11].

Da dieses Verfahren im klinischen Alltag erst seit relativ kurzer Zeit verwendet wird, erfordert es die Überprüfung auf seine Anwendbarkeit und Güte in der Hörschwellenermittlung durch eine große Anzahl von Patienten, die an verschiedenen Formen und unterschiedlich hoher Ausprägung von Schwerhörigkeit leiden. Zusätzlich ist der Vergleich zur psychoakustisch ermittelten Hörschwelle durch die Tonaudiometrie von großer Wichtigkeit.

Folgende Fragestellung lag der Studie deshalb zugrunde:

Besteht ein Unterschied zwischen den Hörschwellen gemessen mit Standard-BERA (St-BERA) und ZG-BERA?

Wie gut korrelieren beide BERA-Hörschwellen mit der psychoakustisch durch Tonaudiometrie ermittelten Hörschwelle?

Aus den eben genannten Fragen ergibt sich folgende 0-Hypothese:

Es gibt keinen Unterschied zwischen den mit St- und ZG-BERA gemessenen Hörschwellen.

2. BERA-Messungen

Zunächst wird kurz erläutert was der Begriff BERA (brainstem evoked response audiometry) bedeutet und welche Möglichkeiten diese Messmethode eröffnet.

2.1. Begriffsdefinition

Durch akustische Reizung des menschlichen Gehörs kommt es zur Auslösung elektrischer Vorgänge in den Sinneszellen des Innenohres, dem N. cochlearis und der zentralen Hörbahnen einschließlich des frequenztonotopisch untergliederten primären Kortex und seiner Assoziationszentren [31,38]. Diese Vorgänge führen zu messbaren elektrischen Potentialen und magnetischen Feldern, die sich von bestimmten Arealen des Schädels mit Elektroden ableiten und quantifizieren lassen. Durch mehrfache Messung und Mittelung derselben können diese Potentiale aus den Gesamtpotentialen und der Spontanaktivität des gesamten Kortex, die im EEG (Elektroenzephalogramm) aufgezeichnet werden, herausgefiltert werden.

Es handelt sich bei diesen auditiven Biopotentialen um Summenaktionspotentiale, die durch die synchrone Reizung einer hinreichend großen Anzahl von Nervenfasern entstanden sind. Dies ist nötig, da die Ableitung am geschlossenen Schädel mit relativ großer Distanz vom eigentlichen Potentialgenerator erfolgt. Die Messung dieser akustisch evozierten Potentiale (AEP) wird auch als elektrische Reaktionsaudiometrie (ERA) bezeichnet [21,22,23,31,38].

Die BERA umfasst den Bereich der ERA, der die schnellen Hirnstammantworten bzw. die frühen akustisch evozierten Potentiale (FAEP) mit einer Latenz zwischen 1,5 und 10 ms registriert und auswertet. Neben den Potentialen mit früher Latenzzeit gibt es auch sehr frühe (SFAEP), mittlere (MAEP, 6-60 ms nach Reiz), späte (SAEP, 50-300 ms nach Reiz) und sehr späte akustisch evozierte Potentiale (SSAEP, ≥ 200 ms nach Reiz), die weitere Teilbereiche der ERA darstellen [3,21].

Es wird vermutet, dass die frühen Komponenten der MAEP ihre neuronalen Generatoren im Bereich des Thalamus, der Radiatio acustica und des primären auditorischen Kortex besitzen und sich zusätzlich sonomotorische Antworten der Nacken- und Kaumuskulatur auflagern. Als neuronale Mechanismen treten wahrscheinlich oszillatorische Erregungen in den erwähnten Hirnstrukturen hervor, die sich durch frequenzspezifische Kurzzeitreize auslösen lassen [3,21,31,38].

Im Gegensatz dazu liegt die Hauptquelle der SAEP und SSAEP in den langsamen dendritischen Potentialen, die gleichzeitig auch als Grundlage des spontanen EEG verantwortlich gemacht werden. Unter den dendritischen Potentialen werden alle postsynaptischen Generatorpotentiale zusammengefasst, die nach Ausschüttung der Transmittersubstanz in den synaptischen Spalt als sog. Summenpotentiale (exzitatorische und inhibitorische Potentiale) entstanden sind und je nach Lokalisation der ableitenden Elektroden bestimmte Wellenmuster aufweisen [21,31].

2.2. Entwicklung und Anwendungsmöglichkeiten

Die Erstbeschreibung der für die Schwellenbestimmung entscheidenden BERA fand bereits in den Jahren 1967 (Sahmer und Feinmesser) und 1970 (Jewett) statt [4,22,23,35,41]. Durch intensive Forschungen und klinische Erprobung konnte ihre klinisch-audiologische und -neurologische Validität nachgewiesen werden. Sie stellen seitdem einen festen Bestandteil in der elektrophysiologischen Diagnostik einer Vielzahl von Erkrankungen dar. Vor allem Genauigkeit, Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit der Methode führten dazu, dass die BERA heute durch Registrierung der schnellen Reizantworten des Hirnstammes zu den am weitest verbreiteten audiometrischen Messmethoden zählt [3,4,20,21,38].

Die Indikation zur Registrierung von schnellen Hirnstammpotentialen erstreckt sich derzeit unter anderem auf:

1. die Hörprüfung von Säuglingen, Kleinkindern, die damit verbundene Ermittlung von Reifungsverzögerungen (z.B. Neugeborenencreening mit BERAPHON®)

und nicht kooperativen Erwachsenen (z. B. Gutachten) [6,37,39],

2. die Differenzierung zwischen sensorischer und neuraler oder zentraler Schwerhörigkeit,
 - a) die Suche nach extra-axial gelegenen Läsionen, wie z. B. Tumoren im inneren Gehörgang, im Kleinhirnbrückenwinkel und in der hinteren Schädelgrube und intra-axialen Hirnstammstörungen, wie bei Multipler Sklerose oder Blutungen, sowie
 - b) die Lokalisation intrazerebraler Störungen der Hörbahn und
3. das intraoperative Monitoring [21,31,34].

3. Anatomische und physiologische Grundlagen

Für das Verständnis der funktionellen Zusammenhänge und deren Veränderungen unter pathologischen Bedingungen, sind bestimmte Kenntnisse des anatomischen und physiologischen Grundgerüsts vom äußeren Ohr bis zur zentralen Hörrinde Voraussetzung. Das Hörorgan lässt sich in einen peripheren (äußeres, mittleres, inneres Ohr und Pars cochlearis des N. vestibulocochlearis) und einen zentralen (zentrale Hörbahn, subkortikale und kortikale Hörzentren) Anteil untergliedern [1]. Die anatomisch-morphologische Grenze zwischen peripherem und zentralem Teil befindet sich an der Eintrittsstelle des N.cochlearis in den Hirnstamm. Das funktionelle Ende der peripheren Neurone liegt in den primären auditorischen Zentren [3].

3.1 Äußeres Ohr und Mittelohr

Zum äußeren Ohr zählen die Ohrmuschel und der äußere Gehörgang, der durch das Trommelfell vom Mittelohr getrennt wird. Diese beiden anatomischen Strukturen setzen sich aus Knorpel und Bindegewebe, sowie im inneren Drittel des etwa 3 cm langen Gehörgangs aus knöchernen Anteilen zusammen. Neben einer Schutzfunktion trägt das äußere Ohr einen Teil zur Schalldrucktransformation vom Schall im freien Schallfeld zum Schall am Trommelfell bei. Dabei ruft die Gehörgangsresonanz eine Schallpegelerhöhung von bis zu 20 dB am Trommelfell gegenüber dem ursprünglich am Eingang auftreffenden Schall hervor [3, 12].

Durch das Trommelfell getrennt schließt sich an das äußere Ohr das Mittelohr an, das sich aus Paukenhöhle mit Gehörknöchelchen sowie Muskel- und Leitungsbahnen zusammensetzt. Die Mittelohrräume stellen ein weiträumiges, mit Luft gefülltes Hohlraumssystem dar, das sog. pneumatische System, welches über die Tuba auditiva belüftet wird [1,3,15,34]. Die hintere Begrenzung öffnet sich im oberen Teil in das Antrum mastoideum, einen rundlichen Raum, in den zahlreiche kleinere Hohlräume, die Cellulae mastoideae münden [12,15,25]. Nach lateral wird das Mittelohr durch das Trommelfell begrenzt, das über die schalleitenden Gehörknöchelchen (Malleus, Incus

und Stapes) mit dem ovalen Fenster der medialen Wand verbunden ist. Die Gehörknöchelchen leiten die durch die Schallwellen hervorgerufene Vibration des Trommelfells zum Innenohr weiter, wobei Hammer und Amboss die Bewegung eines Winkelhebels und der Steigbügel eine Art Kippbewegung durchführen [1,8,12,15,36]. Die mediale Wand wird durch das ovale Fenster (Fenestra vestibuli) und das darunter liegende runde Fenster (Fenestra cochlea) gebildet und trennt so Mittelohr und Innenohr voneinander [25,36].

Der Trommelfell-Gehörknöchelchenapparat dient als Anpassungsglied bzw. Impedanzwandler, durch den der Schall entscheidend transformiert wird. Von großer Bedeutung sind dabei das Verhältnis der wirksamen Trommelfellfläche (50 mm^2) zur Fläche der Steigbügel Fußplatte (3 mm^2), die Hebelwirkung des Trommelfells auf den Hammergriff (Krafterhöhung um das 1,3-fache), die Steifigkeit der Ligamenta und Muskeln, der Massen- und Reibungsverlust beim Luftstrom durch pneumatischen Räume sowie die Eingangsimpedanz der Cochlea. Neben der Transformation hat das Mittelohr noch eine Schutz- und Demaskierungsfunktion. Beides wird erreicht durch die Mittelohrmuskeln (M. tensor tympani und M. stapedius), die während der akustischen Stimulation aktiviert werden [3,40].

3.2 Das Innenohr - Auris interna

Entscheidend für die Schallverarbeitung ist das Innenohr. Es lässt sich in zwei funktionell getrennte Reizaufnahmeapparate trennen:

- Gleichgewichtsorgan
- Hörorgan

Ferner kann ein häutiges von einem knöchernen Labyrinth unterschieden werden. Zum häutigen Labyrinth gehören der Endo- und Perilymphraum. Das knöcherne Labyrinth umgibt den perilymphatischen Raum und stellt ein vergrößertes Abbild des häutigen Labyrinths dar [12,15,25]. Das vom Steigbügel verschlossene ovale Fenster führt zum Vorhof bzw. Vestibulum (Verarbeitung von Linearbeschleunigungen in Sacculus und

Utriculus), der sowohl mit den Bogengängen (Verarbeitung von Winkelbeschleunigungen) als auch mit der Cochlea in Verbindung steht [12,25,36]. Die Cochlea beschreibt beim Menschen $2\frac{1}{2}$ Windungen mit einer Gesamtlänge von durchschnittlich 32 mm und wird vom knöchernen Schneckenkanal gebildet. Dieser verläuft kegelförmig um die sog. Schneckenwindung (Modiolus) [25,36].

Die Schnecke selbst besteht aus drei Hohlräumen. Die Scala vestibuli, die an der Steigbügelplatte des ovalen Fensters beginnt und die Scala tympani, die am runden Fenster endet und an der Spitze der Schnecke, dem Helicotrema mit der Scala vestibuli in Verbindung steht. Beide Räume sind mit Perilymphe (niedrige Kaliumkonzentration) gefüllt und schließen den die Endolymphe (hohe Kaliumkonzentration) enthaltenden Ductus cochlearis ein. Dieser ist durch die Reissner'sche Membran von der Scala vestibuli und durch die Basilarmembran von der Scala tympani getrennt, auf der der eigentliche rezeptorische Apparat lokalisiert ist, das Cortische Organ. Einen graphischen Überblick über die anatomischen Verhältnisse gibt Abbildung 3.1 wieder [1,8,12,24,25].

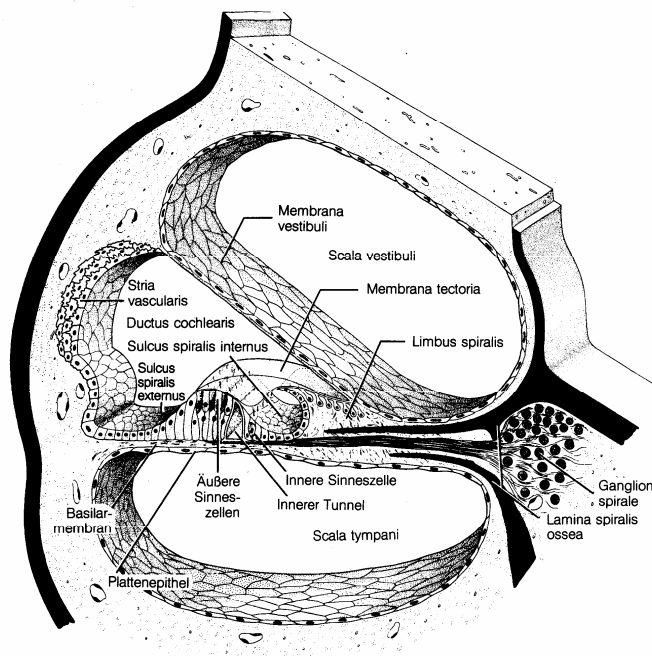


Abb. 3.1: Histologischer Aufbau der Cochlea [24]

Das Cortische Organ setzt sich aus Stützzellen und Sinneszellen zusammen, die von der

120 - 210 μm dicken, gallertartigen Membrana tectoria bedeckt sind. Die Sinneszellen lassen sich in innere und äußere Haarzellen unterteilen. Nur die Stereozilien der äußeren Haarzellen stehen in direkter Verbindung zur Membrana tectoria, die der inneren Haarzellen enden frei im Subtectorialraum [24]. Ein weiterer entscheidender Unterschied zwischen den beiden Haarzelltypen liegt in der Innervation:

Die beim Menschen etwa 3.500 inneren Haarzellen stehen in einer Reihe und machen mit 95 % den Hauptanteil der kochleären Afferenzen aus. Die etwa 12.500 äußeren Haarzellen stehen in 3 bis 5 Reihen, entsenden allerdings nur 5 % der gesamten kochleären Afferenzen. Dies liegt daran, dass die inneren Haarzellen im wesentlichen von afferenten Neuriten großer Bipolarzellen aus dem Ganglion spirale nach dem Divergenzprinzip innerviert werden, d. h. jede innere Haarzelle wird von etwa 20 Nervenfasern erreicht. Anders verhält es sich bei den äußeren Haarzellen, die nach dem Konvergenzprinzip von kleineren bi-, pseudounipolaren oder unipolaren Zellen des Ganglion spirale versorgt werden [1]. Das Ganglion spirale cochleae liegt im Modiolus und entsendet Dendriten zu den Haarzellen und Axonen, die als Tractus spiralis foraminosus zur Modiolusachse ziehen und sich dort zur Radix cochlearis vereinigen [1,3,24].

Die wichtigste Eigenschaft der äußeren Haarzellen ist die Fähigkeit zur aktiven Bewegung bzw. die sog. Elektromotilität. Hervorgerufen wird diese durch transmembranöse Spannungsänderungen (Depolarisation der äußeren Haarzellen bewirkt eine Verkürzung, Hyperpolarisation eine Verlängerung). Hierdurch wird ein Verstärkermechanismus ermöglicht, der entscheidend zur unten erwähnten Frequenztonotopie beiträgt. Der adäquate Reiz für die Sinneszellen des Corti-Organ ist die Abscherung ihrer Stereozilien, die darauf beruht, dass die Membrana tectoria, mit der sie in Verbindung stehen, gegenüber der Basilarmembran eine Relativbewegung durchführt. Dies verursacht einen Kaliumioneneinstrom in die Zelle sowie die Verkürzung der äußeren Haarzellen und die Ausbildung eines Rezeptorpotentials. Die so gewonnenen Potentiale werden als Aktionspotentiale über das Ganglion spirale zum N. cochlearis fortgeleitet [24,25].

3.3 Schallverarbeitung

Die ankommenden Schallwellen induzieren Schwingungen der Steigbügelplatte, wodurch in der Perilymphe Druckwellen entstehen, die die Scala vestibuli hinaufgeleitet werden und den Endolymphschlauch des Ductus cochlearis zur Auslenkung in Form von Wanderwellen bringen. Dabei kommt es zu einer typischen Transversalwelle, die sich auf der Basilarmembran von der Basis bis zur Spitze fortpflanzt und an Amplitude zunächst zunimmt, ein Maximum erreicht und dann bereits vor dem Helicotrema wieder abebbt. Die Transversalwelle wird entscheidend von den Eigenschaften der Basilarmembran beeinflusst: diese nimmt in der Breite von der Basis zur Spitze zu, verliert aber gleichzeitig an Elastizität [3].

Folgende Abbildung soll diesen Sachverhalt graphisch veranschaulichen:

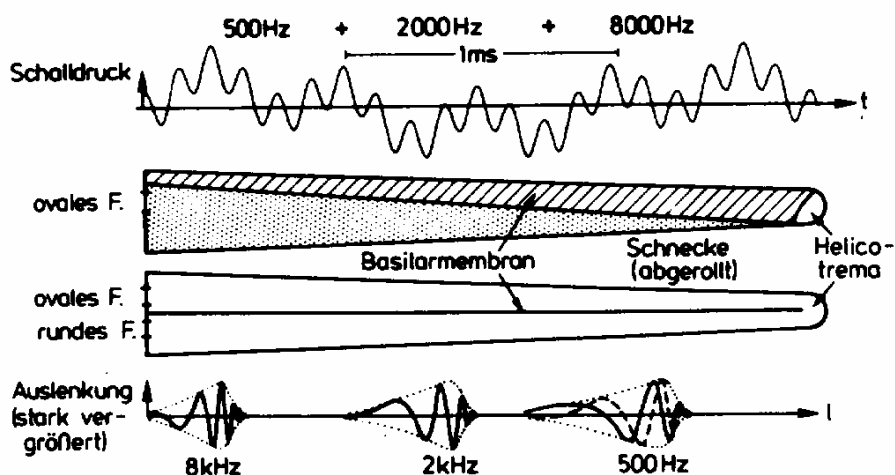


Abb. 3.2: Schematische Darstellung der Frequenz-Orts-Transformation im Innenohr: Drei gleichzeitig dargebotene Töne mit verschiedenen Frequenzen führen zu Wanderwellen, die an verschiedenen Orten ihr Maximum erreichen [3].

Das Bewegungsmuster der Basilarmembran ist aufgrund der beschriebenen Elastizität und der Kanaltiefe frequenzabhängig. Es ergeben sich deshalb für die einzelnen Frequenzen des auftreffenden Schalls an bestimmten Stellen der Basilarmembran maximale Auslenkungen (Frequenztonotopie). Das Amplitudenmaximum liegt für hohe Frequenzen in der Nähe der Schneckenbasis, für niedrige an der Spitze [3,25]. Letztlich werden die Schwingungen der Perilymphe von der Scala vestibuli am Helicotrema auf die Scala tympani übertragen und am runden Fenster kompensiert [25].

3.4 Hörnerv und zentrale Hörbahn

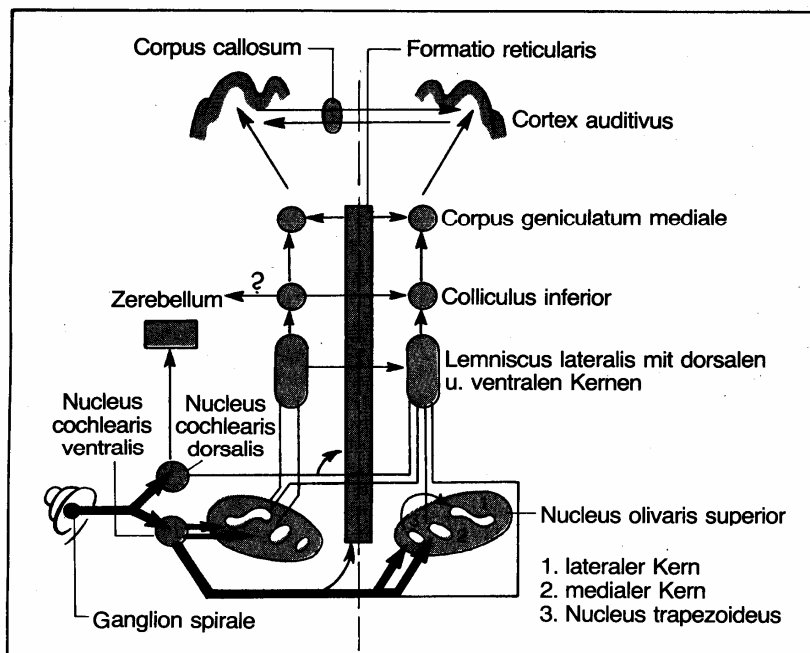


Abb. 3.3: Vereinfachte schematische Darstellung der afferenten Hörbahn. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden die Leitungsbahnen nur für eine Cochlea eingezeichnet. Für das vollständige System müssten sie spiegelbildlich ergänzt werden. Die Kommissuren in Höhe der lateralen Schleife und der Colliculi inferiores sind nur in einer Richtung angegeben, weil man allgemein annimmt, dass Fasern, die einmal zur Gegenseite gekreuzt haben, nicht noch einmal zurückkreuzen. Das schließt aber nicht aus, dass nach synaptischer Übertragung auf Neurone, die auf der Gegenseite auch ipsilateral innerviert werden, Verbindungen „zurück“ zur Ausgangsseite möglich sind. In diesem Sinn könnten die Pfeile jeweils in beiden Richtungen angegeben werden [1].

Die Hörbahn beginnt mit dem Hörnerv N. cochlearis, der an der Basis des Modiolus durch den Zusammenschluss der Axone von bipolaren Neuronen des Ganglion spirale cochlea entsteht. Der N. cochlearis verlässt das Felsenbein im Grunde des Meatus acusticus internus, vereinigt sich mit den aus dem Gleichgewichtsorgan kommenden Nn. vestibulares und tritt im Kleinhirnbrückenwinkel in das Rautenhirn ein. Kurz nach ihrem Eintritt in die Medulla gabeln sich die Fasern des N. cochlearis auf [12,25,36].

Die aufsteigenden Äste ziehen zum Nucleus cochlearis dorsalis, wohingegen die absteigenden Fasern zum Nucleus cochlearis ventralis verlaufen. Dabei ist eine geordnete Projektion der Cochlea auf den Kernkomplex vorhanden, d. h. die Fasern aus den basalen Schneckewindungen enden in den dorsomedialen und solche aus den obersten Windungen in den ventrolateralen Abschnitten der Kochleariskerne. Diese

gesetzmäßige Verteilung der afferenten Nervenfasern stellt die Grundlage für die bereits erwähnte Frequenztonotopie dar [1,12,25]. Man konnte eine solche tonotopische Organisation durch elektrische Ableitungen am Versuchstier nachweisen, indem bei Ableitungen von einzelnen Nervenzellen und gleichzeitiger Beschallung mit verschiedenen Tönen die Frequenz festgestellt wurde, die die einzelne Zelle maximal erregt [3].

Aus den Zellen der Kochleariskerne entspringen die sekundären Fasern der Hörbahn, wobei die Bündel aus dem Nucleus cochlearis größtenteils zur Gegenseite kreuzen. Nach Durchlaufen der Kernkomplexe der oberen Oliven und des Lemniscus lateralis (Verbindungen zu Augenmuskelkernen, motorischer Trigeminus- und Facialiskern) ziehen sie weiter zum Colliculus inferior (Mesenzephalon). Ein geringerer Teil bleibt ungekreuzt und tritt über die obere Olive in den Lemniscus lateralis derselben Seite ein [1,12,25].

Über den Colliculus inferior (Verbindungen zu Tectum und Kleinhirn) zieht die Hörbahn weiter zum Corpus geniculatum mediale. Dort beginnt mit dem letzten Neuron der Hörbahn die Hörstrahlung. Diese verläuft basal am Thalamus vorbei und durch die innere Kapsel zur primären Hörrinde im Temporallappen. Es ist bekannt, dass sich die Hörrinde nicht auf das Gebiet der Heschl'schen Querwindungen, das sog. primäre Hörfeld, beschränkt, sondern auch sekundäre Hörfelder, wie z. B. das Wernick'sche Sprachzentrum, mit einschließt. Beide Hirnhälften sind zusätzlich durch zahlreiche Kommissurensysteme verbunden [1,8,12,25,34].

4. Akustische und physikalische Grundlagen

Die zentrale Rolle beim Hörvorgang spielt der Schall. Dieser lässt sich am besten, wie in Abbildung 4.1 dargestellt, anhand eines Modells aus einer Reihe von aneinandergeschlossenen Pendeln, die sich nur in einer Richtung bewegen können, erklären. Schwingt dabei das erste Pendel aus seiner Ruhelage, so überträgt sich genau diese Schwingung auf das benachbarte Pendel. Die so erzeugte Bewegung erfasst nach und nach alle Pendel, wodurch es zu Verdichtungen - die Pendel sind stärker angenähert - und Verdünnungen - die Pendel zeigen größere Abstände voneinander auf - kommt. Diese kugelförmige Ausbreitung trifft allerdings nur in unmittelbarer Nähe des Schallerzeugers zu [3].

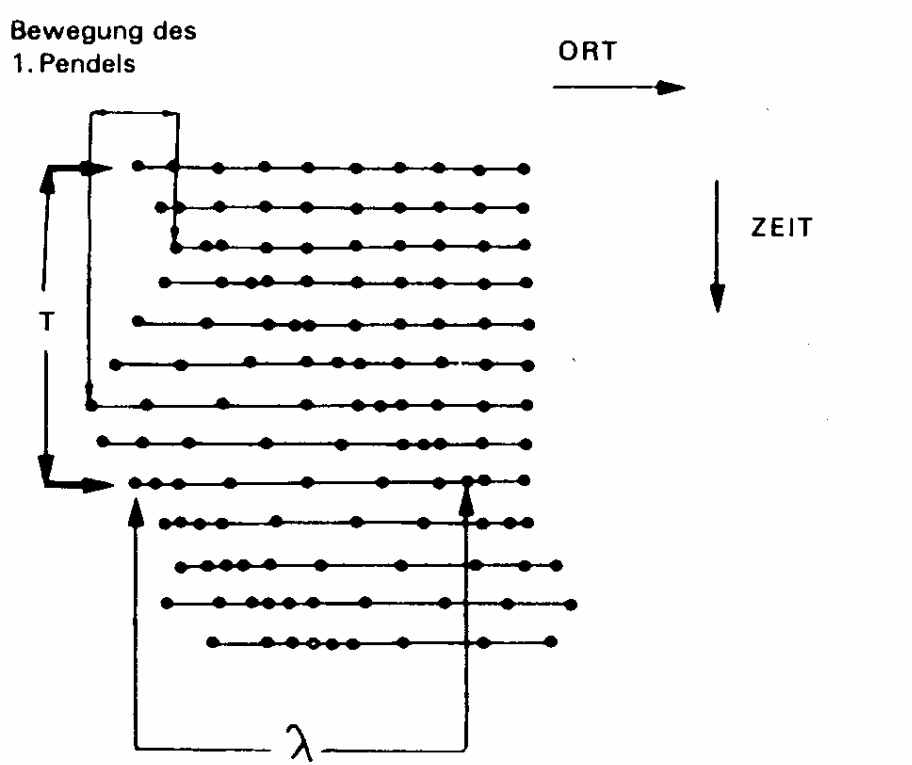


Abb. 4.1: Fortpflanzung einer sinusförmigen Erregung in einer Reihe gekoppelter Pendel
 T = Schwingungsdauer, λ = Wellenlänge [3]

Durch die Art der Schwingung ist die Schwingungsdauer = T und damit auch die Frequenz = f determiniert. Nämlich derart, dass die Schwingungsdauer die Zeit umfasst, in der das Pendel eine vollständige Schwingung um seine Ruhelage durchführt und die

Frequenz durch den Quotienten $f = 1 : T$ festgelegt ist. Sie gibt damit die Anzahl der Schwingungen pro Sekunde in Hertz (Hz) wieder [3,40].

Den Abstand zwischen zwei Maxima bzw. Minima oder allgemein zwischen zwei Punkten, die im gleichen Schwingungszustand sind, bezeichnet man als Wellenlänge λ . Sie ist abhängig von den Auslenkungen pro Sekunde, d. h. von der Frequenz f . Beide Größen sind durch die Schallgeschwindigkeit c , d. h. die Geschwindigkeit, mit der sich der Schall in einem bestimmten Medium fortbewegt (z. B. in Luft 340 m/s), verknüpft:

$$c = \lambda \times f$$

Vergrößert sich λ wird ein tieferer Ton gehört und umgekehrt. Die Lautstärke eines Tones ist durch die Schwingungsamplitude der Teilchen festgelegt. Vergrößert sich die Amplitude, nimmt die Lautstärke eines Tons zu. Mit zunehmender Amplitude steigt auch der Schalldruck p . Aufgrund des sehr großen Spektrums vom gerade Gehörten bis zum schmerzhaft Lauten, nämlich 7 Zehnerpotenzen in Schalldruck gemessen, wurde der Schalldruckpegel mit der Messgröße Dezibel dB eingeführt. Es handelt sich dabei um eine logarithmische Darstellung des Schalldrucks, die durch den 20-fachen Logarithmus eines Verhältnisses aus linearen Größen entstanden ist [3,13,40].

$$\text{Schalldruckpegel (dB)} = 20 \times \log p_1 : p_0$$

Darin ist p_1 der Schalldruck, zu dem der dB-Wert gesucht wird und p_0 der Referenzschalldruck. Wichtig ist dabei die Tatsache, dass der Schalldruckpegel das Verhältnis zweier Schalldrücke beschreibt, somit muss bei der Verwendung von dB immer ein Bezugspunkt benannt werden. In der Audiometrie stellt dies die menschliche Hörschwelle bei 1000 Hz dar. Der Schalldruck, der hier gerade noch eine Hörempfindung auslöst, liegt bei 20 μ Pascal [29,40].

Eine weitere wichtige Größe stellt die akustische Impedanz dar. Sie ist durch das Verhältnis von Schalldruck und Schallschnelle - Geschwindigkeit, mit der sich die Teilchen des Mediums um ihre Ruhelage bewegen - terminiert und nimmt für jedes

Medium eine charakteristische Größe an. Demnach spielt sie eine große Bedeutung beim Übergang des Schalls von einem Medium zum anderen. Man bezeichnet deshalb die Gehörknöchelchen auch als Impedanzwandler, da sie den Übergang des Schalls von Luft zur Flüssigkeit ermöglichen [3,40].

5. Hörschwellenmessung mit Tonaudiometrie

Die Hörschwellenmessung gilt als grundlegende audiologische Diagnostik, die die weitere Behandlung des Patienten entscheidend beeinflusst. Man kann durch diese Untersuchungsmethode nicht nur die Lokalisation eines Hörschadens eingrenzen, sondern auch zu einer quantitativen Bewertung einer Hörminderung gelangen. Die häufigste dafür verwendete Messmethode in Klinik und Praxis ist die Tonaudiometrie. Sie gehört zu den psychoakustischen Verfahren, d. h. der Mensch selbst tritt als Messobjekt auf. Erreicht wird dadurch eine Beschreibung der Zusammenhänge zwischen dem akustischen Reiz, dem Schallereignis und der Wahrnehmung, dem Hörereignis. Es findet ein Vergleich zwischen dem pathologisch veränderten Hörvermögen des Patienten und dem des Normalhörenden statt [7,29].

Die Genauigkeit der Hörschwellenmessung wird nicht allein durch das verwendete Gerät bestimmt, sondern auch von der subjektiven Empfindung des Patienten bzw. Probanden, die über Hören und Nichthören selbst Auskunft geben müssen, maßgeblich beeinträchtigt. D.h. sowohl Konzentration als auch Reaktionsgeschwindigkeit des Patienten spielen während des Messvorgangs eine bedeutende Rolle. Diese können aber durch viele Faktoren, wie z. B. andere Erkrankungen, Alter, Wachsamkeit etc. determiniert sein [3,29]. Auch der Untersucher kann die Messung durch unsachgemäßes Verhalten negativ beeinflussen, indem er z.B. die Lautstärkeerhöhung zu schnell durchführt oder durch Kopfhören bzw. fragenden Blick dem Patienten indirekt suggeriert zu antworten.

Allgemein wird als Tonaudiometer ein Gerät zur Ermittlung des Hörvermögens für Töne, insbesondere an der Hörschwelle, bezeichnet. Es erzeugt Töne unterschiedlicher Frequenz und Pegel, die über die entsprechenden Wandler (Kopfhörer, Knochenleitungshörer und ggf. Lautsprecher) dem Patienten angeboten werden [29].

Gemessen wird die Hörschwelle des Patienten, die sich auf die Hörschwelle des Normalhörenden bezieht. Diese Hörschwelle ist jedoch frequenzabhängig, wobei der im

Tonaudiogramm gemessene Frequenzbereich zwischen 125 Hz und 8 kHz liegt und damit wesentlich geringer ist als derjenige, den das menschliche Gehör verarbeiten kann. Innerhalb dieses Bereiches erfolgt bis 500 Hz meist eine Einteilung in ganze Oktaven und über 500 Hz erhöht sich die Frequenz jeweils um eine halbe Oktave [29,40].

Dokumentiert wird die Messung mit den im deutschen Sprachraum üblichen Symbolen in einem Audiogramm (siehe Abbildung 5.1).

Tonaudiogramm

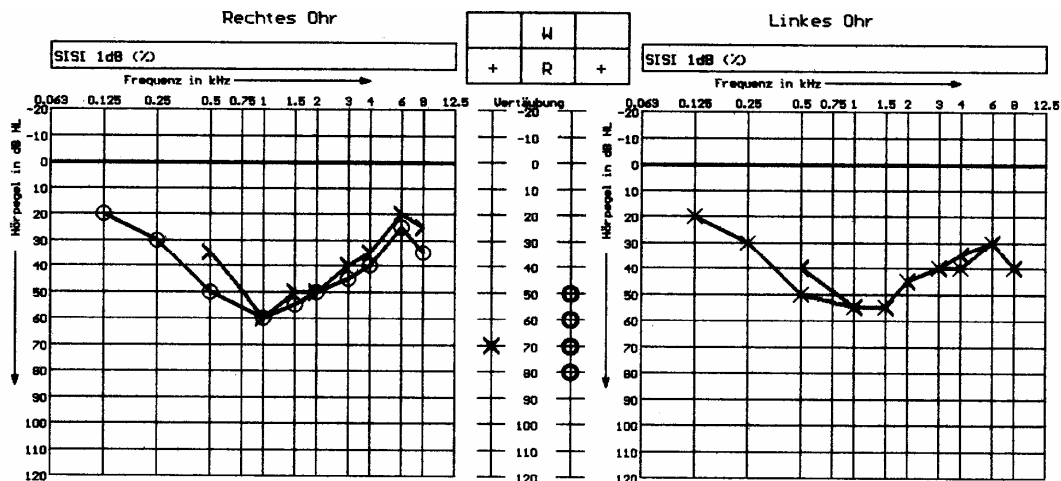


Abb. 5.1: Tonaudiogramm eines Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit;
 o = Luftleitungshörschwelle rechts; x = Luftleitungshörschwelle links; < bzw. > =
 Knochenleitungshörschwelle links bzw. rechts

6. Hörschwellenmessung mit BERA

6.1. Eigenschaften der BERA

Die folgende Abbildung zeigt eine beschriftete BERA-Messung, durch die die jeweiligen anatomischen Strukturen den einzelnen Wellen (Peaks) zugeordnet werden können. In der Zuordnung der BERA hat sich die Bezeichnung der Wellen mit römischen Zahlen durchgesetzt, entweder als Wellen I - VII oder als Jewett I - VII.

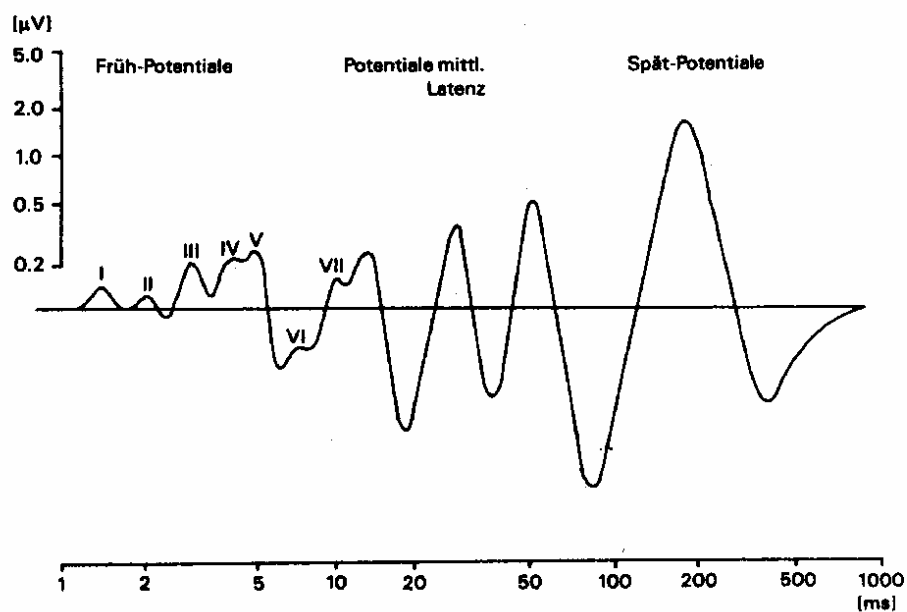


Abb. 6.1: Schema der Biopotentiale einer BERA-Messung. Polarität: Vertex negativ nach aufwärts; Frühpotentiale nach Jewett I – VII beschriftet (modifiziert nach [3])

Es gilt inzwischen als gesichert, dass

- § die Welle I ausschließlich vom distalen Anteil des N. cochlearis und der Cochlea selbst,
- § die Welle II vom proximalen Anteil des N. cochlearis und zu einem kleineren Anteil vom Nucleus cochlearis,
- § die Welle III vom Nucleus cochlearis und zu einem geringeren Anteil von

Neuronen, die in den Nucleus cochlearis eintreten und so den Nucleus cochlearis-Komplex bilden,

- § die Welle IV von Neuronen der dritten Ordnung, vorwiegend aus dem Bereich der oberen Oliven, aber auch noch vom Nucleus cochlearis und Lemniscus lateralis,
- § die Welle V vom Lemniscus lateralis und den unteren Zueihügeln,
- § und die Wellen VI und VII mit großer Wahrscheinlichkeit vom Zwischenhirn und dem primären auditorischen Kortex stammen [3,22,23,29].

Die Abbildungen 6.2 und 6.3 geben zur Veranschaulichung die St-BERA eines Normalhörenden im Normalausdruck und in der Latenz-Pegel-Darstellung wieder.

WESTRA ERA QS/2, Univ.-HNO-Klinik Würzburg, Univ.-Prof. Dr. med. J. Balme
Dat: 09.07.97

	Latenz (ms)	I	II	III	IV	V	VI	VII	I-III	I-V
1: ANAK01-1	90dB L	1.4	2.4	3.6	4.9	5.6	6.7	7.4	2.20	4.20
2: ANAK01-2	80dB L	1.5	2.4	3.6		5.6			2.12	4.04
3: ANAK01-3	70dB L	1.7		3.8		5.7			2.16	4.04
4: ANAK01-4	60dB L	1.9		4.0		5.9			2.04	4.00
5: ANAK01-5	50dB L	2.0		4.7		6.2			2.72	4.16
6: ANAK01-6	40dB L	2.5		5.0		6.4			2.56	3.96

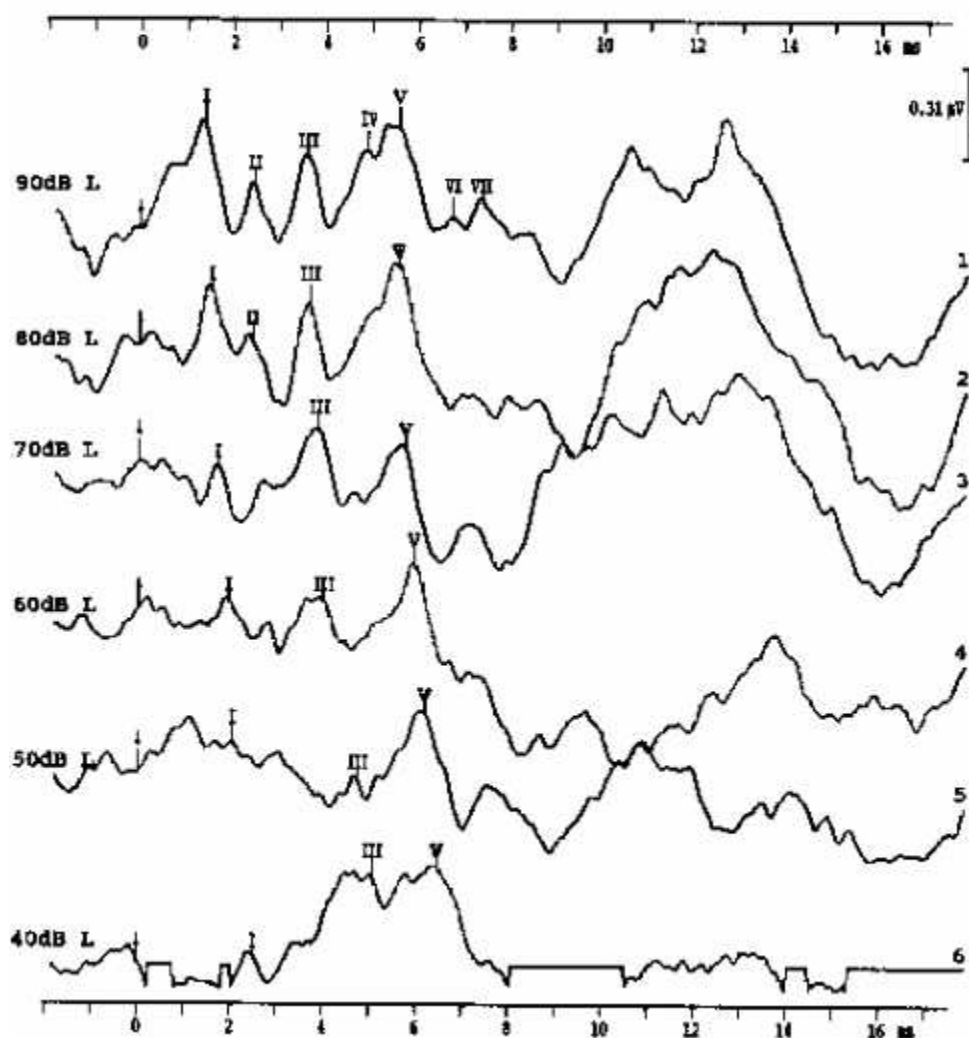


Abb. 6.2: Standard-BERA Potential eines normalhörenden Probanden; die Wellen I – VII nach Jewett der jeweiligen Reizpegel sind entsprechend gekennzeichnet (als Nebenbefund treten Muskelartefakte in den Pegeln 60-90 dB auf); Messdauer = 6:07 min., mittlere Schwankung = 122

WESTRA ERA QS/2, Univ.-HNO-Klinik Würzburg, Univ.-Prof. Dr. med. J. Hainz

Dat: 09.07.97

	Latenz (ms)	I	II	III	IV	V	VI	VII	I-III	I-V
1: ANAM01-1	90dB L	1.4	2.4	3.6	4.9	5.6	6.7	7.4	2.20	4.20
2: ANAM01-2	80dB L	1.5	2.4	3.6		5.6			2.12	4.04
3: ANAM01-3	70dB L	1.7		3.8		5.7			2.16	4.04
4: ANAM01-4	60dB L	1.9		4.0		5.9			2.04	4.00
5: ANAM01-5	50dB L	2.0		4.7		6.2			2.72	4.16
6: ANAM01-6	40dB L	2.5		5.0		6.4			2.56	3.96

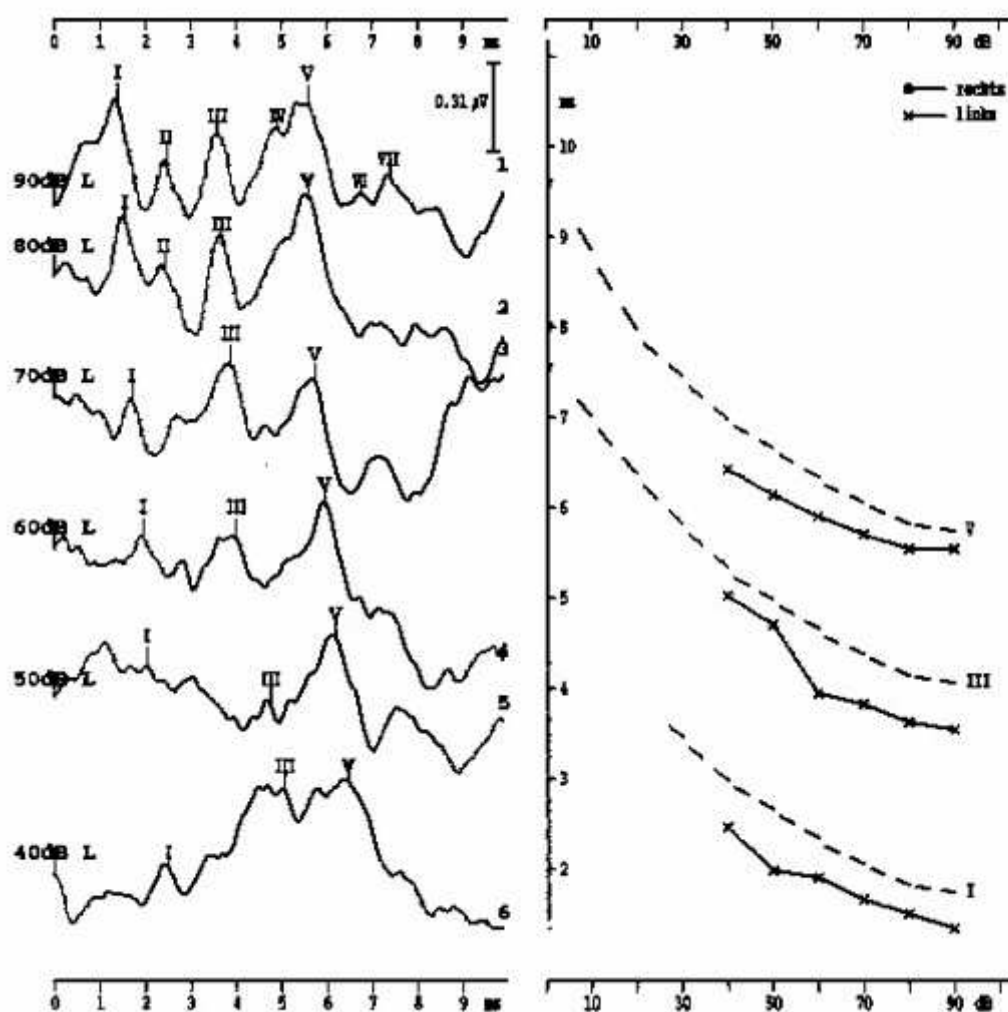


Abb. 6.3: Latenz-Pegel-Darstellung des BERA Potentials von Abb. 6.2; die Antworten der jeweiligen Reizpegel (40-90 dB) sind zeitrichtig untereinander angeordnet und die einzelnen Wellen (I-VII) entsprechend gekennzeichnet und in das Latenz-Pegel-Diagramm (rechts) übertragen (gestrichelt Normkurven für Erwachsene)

Die Zuordnung der Wellen ist vor allem im Bereich der teilweise instabilen Wellen IV bis VII erschwert, weil sowohl jede einzelne Welle von mehreren anatomischen Strukturen gebildet wird, als auch jede anatomische Struktur verschiedene Wellen hervorrufen kann. Im folgenden Abschnitt sollen die einzelnen Charakteristika der BERA näher erläutert werden [3,21,31,38].

A. Latenz

Als Latenz wird die Zeit zwischen Reiz und Antwort bezeichnet, wobei der Zeitpunkt des Reizes dem auslösenden Signal gleichzusetzen ist.

Die Latenzen der frühen Potentiale sind von bestimmten Kriterien abhängig. Am deutlichsten ist diese Abhängigkeit von der Intensität des Reizes. Je kleiner die Intensität, desto länger ist die Latenz der Antwort. Überhaupt ist das volle Antwortmuster erst bei Pegeln von 60 – 70 dB über der Hörschwelle zu erwarten. Je mehr sich die Intensität des Reizes jedoch der Hörschwelle annähert, desto weniger Wellen werden sicher identifizierbar, bis schließlich nur noch die Welle V deutlich erkannt werden kann, so dass die Hörschwellenbestimmung mit BERA-Messung genau genommen auf dem Erscheinen der Welle V basiert [3,21,31].

Auch eine Erhöhung der Reizfolgefrequenz führt zu einer Verlängerung der Latenz, was wiederum einen Einfluss auf die Latenz der mit ZG-BERA gemessenen Welle V im Vergleich zu der mit St-BERA ermittelten Welle V (niedrigere Reizfolgefrequenz entspricht kürzerer Latenz) hat (siehe auch Tab. 8.4, 8.5) [5,10,11]. Weiterhin besteht eine Latenzabhängigkeit vom Alter und dem Geschlecht der Probanden bzw. Patienten: sie wird mit zunehmendem Alter und männlichem Geschlecht größer (siehe Tab. 8.7). Diese Faktoren beachtend, lassen sich vom Latenzverhalten klare Aussagen zur Diagnose ableiten [3,14,21].

B. Amplitude

Als Amplitude wird die Größe der Spannung bezeichnet, die durch das Reizsignal ausgelöst wird [3]. Die Amplituden der einzelnen Wellen sind zum einen je nach Welle verschieden, hängen aber auch von anderen Faktoren, wie z. B. der Reizstärke, dem

Alter, der Art des Impulses (Druck oder Sog) und dem Geschlecht des Probanden ab [21,29,38].

Bekannt ist, dass die Amplituden der Hirnstammantworten mit einer frühen Latenzzeit auch vom Ableitpunkt auf der Schädeloberfläche abhängig sind, d. h. sie nehmen von der Nasenwurzel bis zum Vertex zu, erreichen dort ein Maximum und fallen in Richtung Protuberantia occipitalis wieder ab. Ebenso nehmen sie vom Vertex zum Mastoid hin ab. Des weiteren besteht eine Relation zur Impulsrate. Mehrere Studien konnten eine Abnahme der Amplituden durch Erhöhung der Reizrate nachweisen. Klinisch bedeutsam sind vor allem die Amplituden der Wellen I, III und V, da diese Wellen auch bei verhältnismäßig ungünstigen Messbedingungen und mit der größten Konstanz aller Wellen ableitbar sind [3, 21,31].

C. Auslösender Reiz

Entscheidend für die Gewinnung deutlicher Biopotentiale ist der auslösende Reiz, der im Gegensatz zur Tonaudiometrie von einer kurzen Anstiegszeit und einer geringen Dauer geprägt ist. Somit lässt sich erreichen, dass die akustisch evozierten Potentiale ein relativ großes Signal an die Stelle der Ableitelektroden abgeben [3]. Üblicherweise wird wie in dieser Studie der sog. „Klick“ verwendet. Dies entspricht einem Rechteckimpuls definierter Dauer, der je nach Auslenkung der Kopfhörermembran einen Druck- oder Sogreiz auszulösen vermag. Neben diesen „Klicks“ kann man auch „Ton-Bursts“, „Gaußimpulse“, „Halbsinuswellen“, „Ton-Pips“ und „Klick-Pips“ verwenden.

Die Reizintensität wird in dB sound pressure level (SPL), dB hearing level (HL), dB sensation level (SL), dB peak equivalent (peSPL) oder dB normal hearing level (nHL) angegeben. Als Intensitätsreferenz dient die Angabe in dB SPL. In der klinischen Verwendung gilt als Referenz die Angabe in dB in Relation zur normalen subjektiven Hörschwelle für Klicks in dB nHL [3,10,21,31].

D. Polarität

Die Biopotentiale können sowohl von positiver als auch von negativer Polarität sein, je nachdem ob die zugrunde liegende Spannung positiv oder negativ ist. Dies machte früher Probleme, da der Zusammenhang zwischen Polarität und Richtung der Notierung nicht vereinheitlicht war. Aus diesem Grund werden heute in der Regel Antworten mit positiver Polarität nach aufwärts aufgetragen [3, 21,22,29].

E. Frequenzbereich

Als Ursache jeden Potentials gelten eine Vielzahl von verschiedenen elektrischen Schwingungen. Die Frequenzen, die sich überlagern und sich dadurch zum eigentlich sichtbaren Potential addieren, legen den Frequenzbereich des Potentials fest.

Hochfrequente Spektren von Potentialen laufen rasch und mit geringer Amplitude ab, wohingegen niederfrequente Potentialspektren eher den späten Antworten mit relativ großer Amplitude entsprechen [3,21,29].

Hierbei tritt ein Nachteil der BERA zu Tage, denn der oben beschriebene Klick zeigt zwar in der Messung unter den in der Praxis anzutreffenden Bedingungen die am deutlichsten messbaren und reproduzierbaren Potentiale, er lässt aber nur Aussagen über das Hörvermögen im Hauptsprachbereich (1- 4 kHz) zu. Dennoch ist der Klick in der Schwellenermittlung der Reiz der ersten Wahl. Messungen mit anderen Reizen, die eine höhere Frequenzselektivität versprechen, sind im allgemeinen von kleinerer Amplitude und die Feinstruktur der Potentialfolge lässt sich gar nicht oder nur sehr vage erkennen. In der klinischen Praxis akzeptiert man deshalb die eingeschränkte Aussagekraft hinsichtlich der Frequenz, um ein optimales Verhältnis von Signal und Rauschen zu erreichen, was gerade in der Hörschwellenbestimmung und dem Erkennen der Welle V im Schwellenbereich von großer Bedeutung ist [3,21].

F. Impulsrate

Das Antwortschema eines jeden evozierten Potentials hängt ganz entscheidend davon ab, wie viele Reize in welcher Zeit gegeben werden und wie lange die Pause zwischen den einzelnen Stimulationen andauert [10,16,17,28]. So führt die Erhöhung der Reiz- bzw. Repetitionsrate wie erwähnt zu einer Verlängerung der Latenzzeiten und zu einer

Verringerung der Potentialamplituden. Da diesem Phänomen gerade im Vergleich zwischen St- und ZG-BERA größte Bedeutung zukommt, wird es im folgenden Kapitel näher erläutert [3,21].

6.2. Unterschiede zwischen Standard-BERA und Zeitgang-BERA

Von großer Relevanz ist nicht nur der Klick an sich, sondern auch die Impulsrate, mit der diese Klicks abgegeben werden, und die Pausendauer, die zwischen den einzelnen Klicks liegt. Hier findet sich nämlich der entscheidende Unterschied zwischen der St-BERA und der von Finkenzeller entwickelten ZG-BERA, nach deren Schema die Messungen dieser Studie stattfanden [10,11].

Gibt man bei der St-BERA 20 Reize pro Sekunde mit einer Pausendauer von 30 ms und einer Analysenzeit von 20 ms vor (d. h. der Abstand zwischen den einzelnen Klickfolgen beträgt 50 ms), so wird dieses Schema in der ZG-BERA derart modifiziert, dass „anstelle des einzelnen Klicks pro Sweep eine Klickfolge tritt (z. B. 30 Klicks im Abstand von je 2,5 ms) und dass das Analysenzeitfenster von 20 ms auf 120 bzw. 240 ms bei gleich hoher Auflösung erweitert wird. Das Inter-Stimulus-Intervall (= Abstand der Klickfolgen) wird so gewählt, dass die Antwort auf den ersten Klick der Folge derjenigen der normalen BERA entspricht“ [10].

Die Impulsrate wird folglich so verändert, dass anstelle eines einzelnen Klicks mit konstantem, vorgegebenem Pegel in der ZG-BERA 6 rasch aufeinanderfolgende Klicks gegeben werden (mit einem typischen Interklickabstand von 5 ms), die um jeweils 10 dB-Stufen ansteigen. Die Gesamtdauer eines solchen Stufenreizes beträgt 25 ms, woran sich die Messung der erzeugten Potentiale in einer 40 ms dauernden Analysezeit anschließt [10]. Dabei hat sich herausgestellt, dass trotz gewisser Überlagerungen aufgrund der hohen Reizrate und des geringen Reizabstandes bei Klickfolgen mit Folgefrequenzen bis zu 400 pro Sekunde eine genaue Wellenzuordnung zum auslösenden Reiz möglich ist, wobei Latenz und Amplitude wie beschrieben vom jeweiligen Pegel abhängen. Allerdings ist das Antwortschema der ZG-BERA derart verändert, dass nur noch die Welle V in allen überschwelligen Lautstärkepegeln sicher

und die Welle III nur bei höheren Pegeln und optimalen Untersuchungsbedingungen zu erkennen sind. Dies liegt daran, dass sich aufgrund der schnellen Repetitionsrate der Reize lediglich die übergeordneten Strukturen erholen und ihre Antworten sichtbar gemacht werden können, die restlichen Wellen lagern sich entweder übereinander oder ihre zugehörigen anatomischen Strukturen befinden sich während der Reizauslösung in der Refraktärzeit und können deshalb noch kein eindeutig sichtbares Signal abgeben [10,16,28]. Da die Welle III, vor allem bei Messungen mit Patienten in der ZG-BERA nur unsicher auftrat, wird in den folgenden Überlegungen und Auswertungen auch im Hinblick auf ihre klinische Relevanz in der Schwellenbestimmung nicht näher auf sie eingegangen.

Ferner ist bekannt, dass es durch die Erhöhung der Repetitionsrate zu einer Latenzverlängerung der Welle V in der ZG-BERA bereits nach wenigen Klicks einer Klickfolge kommt. Allgemein wird dies als Adaptation des menschlichen Gehörs an die erhöhte Klickrate hinsichtlich des jeweiligen Pegels angesehen. Dies lässt sich graphisch nachweisen, indem die Latenzzeit der Welle V auf jeden Klick ermittelt und über der Analysezeit des nichtadaptierten Latenz-Pegel-Diagramms als statische Kennlinie aufgetragen wird [11,16,17,44].

Genannt seien an dieser Stelle noch weitere Möglichkeiten der evozierten Hörschwellenermittlung mit davon abweichenden Reizraten, wie z. B. die „maximum length sequence (MLS) technique“, in der Klickraten bis zu 1000 Klicks/s monaural oder binaural gegeben werden können. Hinzugerechnet werden müssen auch die von T.A. Hamill beschriebenen „chained stimuli“, basierend auf der 1974 von Spoor entwickelten „rapid electrocochleography“ mit 7 verschiedenen Reizpegeln ansteigend um je 10 dB Unterschied und einem 10 ms Interstimulusintervall, was eine Repetitionsrate von 100/sec und ca. 8 Minuten Messdauer pro Ohr ergibt [6,16,17,26,27,28,29,30,32,47].

Die Abbildungen 6.4 und 6.5 stellen das komplette ZG-BERA-Muster einer normalhörenden Patientin dar, das zur Ermittlung der Hörschwelle erstellt wurde. Die Antworten der Welle V von 80-10 dB sind jeweils gekennzeichnet.

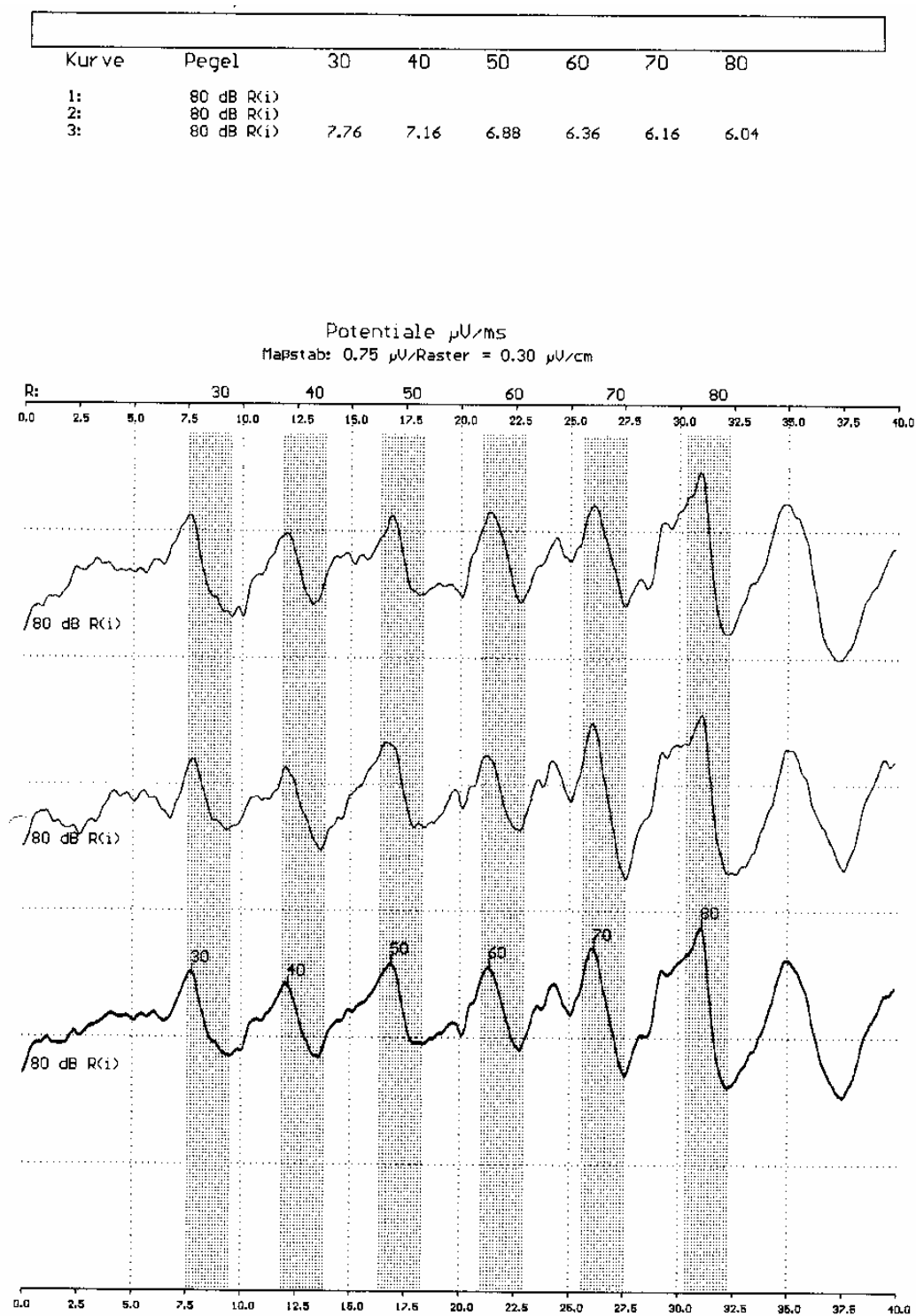


Abb. 6.4: Zeitgang-BERA Potential einer normalhörenden Probandin; die Wellen V der jeweiligen Reizpegel (30-80 dB) sind entsprechend gekennzeichnet; Messdauer = 2:32 min., mittlere Schwankung = 122

WESTRA ERA Q/S-04, Q/S-02

Kurve	Pegel	0	10	20	30	40	50
1:	50 dB R(i)						
2:	50 dB R(i)						
3:	50 dB R(i)		8.68	8.08	7.48	6.96	6.84

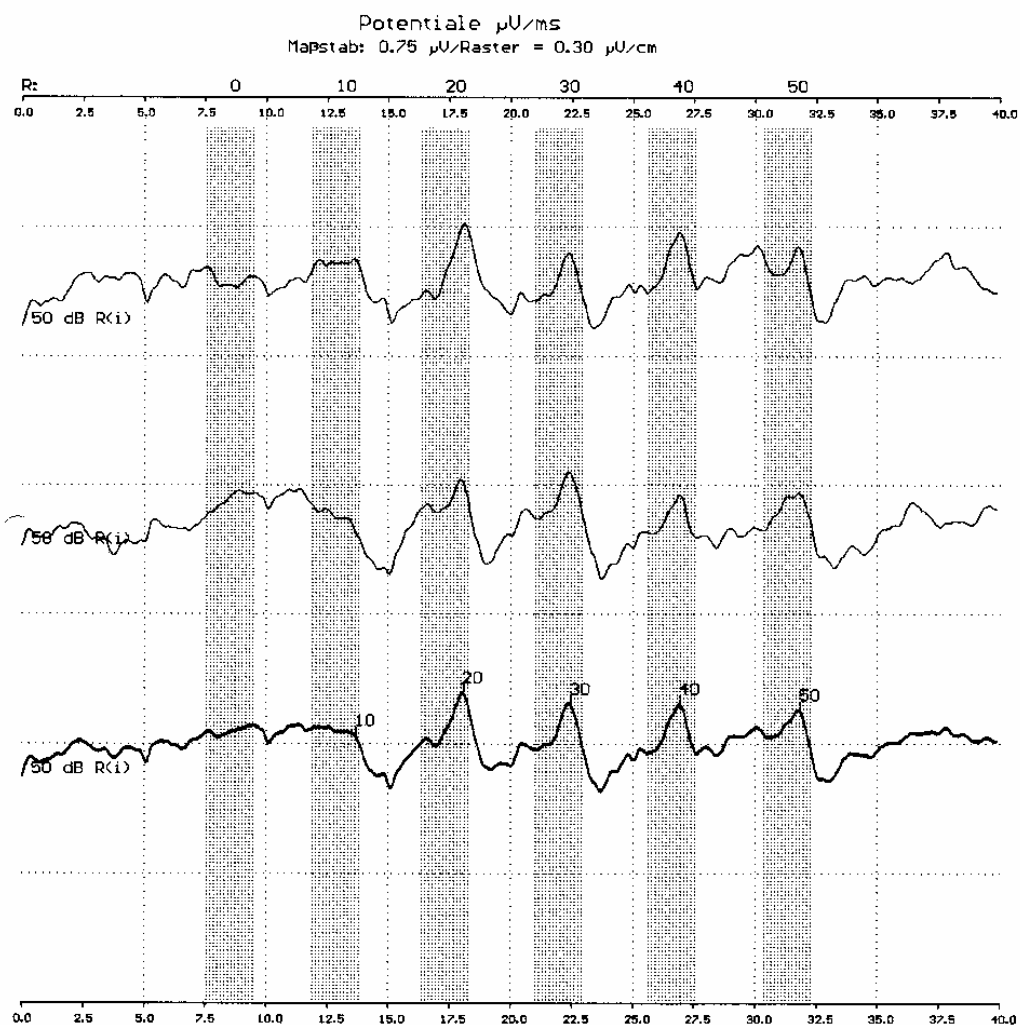


Abb. 6.5: Zeitgang-BERA Potential zur Ermittlung der Hörschwelle bei einer normalhörenden Probandin; die Wellen V der jeweiligen Reizpegel sind entsprechend gekennzeichnet; Messdauer = 2:32 min., mittlere Schwankung = 102

Auch hier lassen sich wie in Abb.6.6 dargestellt die Wellen wie bei der St-BERA in der Pegel-split-Darstellung in die 6 Einzelclicks untergliedern.

WESTRA ERA 0/S-04, 0/S-02

Messdatum: 12.07.96

Kurve	Pegel	0	10	20	30	40	50
3:	50 dB R(1)		8.68	8.08	7.48	6.96	6.84

Kurve gesplittet |

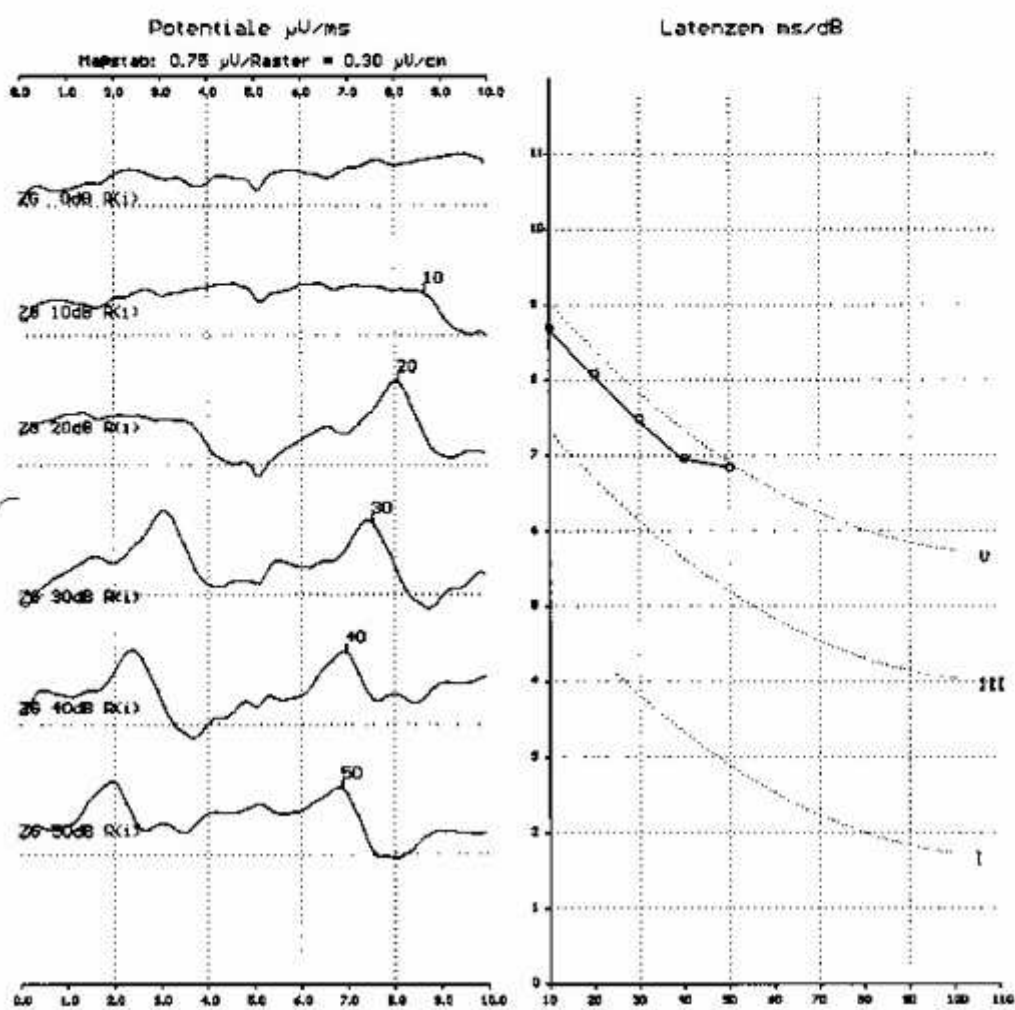


Abb. 6.6: Pegel-Split des BERA-Potentials von Abb. 6.5; die Antworten auf die 6 Einzelclicks sind zeitrichtig untereinander angeordnet und die Welle V (10-50 dB) jeweils markiert; daneben Latenz-Pegel-Diagramm (gestrichelt Normkurven für Erwachsene)

6.3 Messvorgang

Um die genaue Hörschwelle mit einer BERA-Messung ermitteln zu können, beginnt man jeweils mit einem weit überschwelligen Reiz, damit sich ein möglichst deutliches Antwortschema ableiten lässt. Anschließend erfolgt dann die Annäherung an die Hörschwelle in 10 dB-Stufen, bis schließlich keine Antwort mehr erfolgt. Die Antwort in der Schwellenbestimmung wird dabei mit dem Auftreten der Welle V gleichgesetzt, da sie die einzige ist, die in beiden Messmethoden auch bei niedrigen Pegeln noch eindeutig darstellbar ist. Diese Schwelle stimmt bei Reizung mit breitbandigen Klicks am besten mit der zwischen 1 und 4 kHz in der Tonaudiometrie gemessenen Hörschwelle überein. Wie bereits erläutert, erlaubt sie keine Aussage über die Funktion des Gehörs im tiefen Frequenzbereich [21]. Der genaue Ablauf der Messungen dieser Studie wird in Kapitel 7.2 erläutert.

Der Vorteil im Vergleich zur Hörschwellenbestimmung mit der Tonaudiometrie ist, dass die BERA-Messung völlig unabhängig vom subjektiven Empfinden und Antworten des Patienten bzw. Probanden stattfindet. Auch der Untersucher hat auf die Messung selbst keinen Einfluss, er wird lediglich bei der Auswertung bzw. Beschriftung der Kurven tätig. Somit stellt die BERA-Messung eine „objektivere“ Messmethode zur Ermittlung der Hörschwelle als die Tonaudiometrie dar.

6.4 Auftreten und Eigenschaften von Muskelartefakten

Neben den oben erwähnten Mittellatenzpotentialen treten häufig sog. Muskelartefakte oder „PAM responses“ (post-auricular muscle responses) auf mit Latenzen zwischen 12,5 und 15 ms nach Reizauslösung abhängig von Stimulus und Muskeltonus des Probanden [33].

Es handelt sich dabei um elektrische Potentiale myogenen Ursprungs, die den eigentlichen Mittellatenzpotentialen, deren Latenz in der Regel wie beschrieben länger ist, vorausgehen und die für die diagnostische Aussagekraft der Messungen an sich von untergeordneter Bedeutung sind [33].

Sie gelten deshalb eher als Störfaktor einer BERA-Messung und wurden bisher im klinischen Alltag kaum beachtet, weshalb in dieser Studie auch untersucht werden soll, ob durch das Auftreten solcher Potentiale eine Beeinflussung der relevanten Messergebnisse der BERA im allgemeinen und insbesondere der ZG-BERA erfolgt.

Die Muskelartefakte lassen sich in St-BERA und ZG-BERA gleichermaßen darstellen, sind aber in ihrer Ausprägung und vor allem in ihrer Amplitudengröße sehr variabel (siehe Abb. 6.2 und 6.7). In der Literatur ist bekannt, dass sie durch Klicks und „Tonbursts“ zwischen 500 und 16 kHz ausgelöst werden können. Außerdem können sie an beiden Ohren eines Patienten gemessen werden, sowohl nach binauraler als auch nach monauraler Stimulation. Im Kleinkindesalter bis 12 Monate sind die Latenzen als länger beschrieben, danach erreichen sie allerdings die Latenzzeiten der Erwachsenen. Sie wurden ebenfalls mit optisch evozierten Potentialen nachgewiesen [33].

In der folgenden Abbildung 6.7 sind stark ausgeprägte Muskelartefakte eines normalhörenden Probanden in einer ZG-BERA Messung dargestellt.

Zur Häufigkeit, Bedeutung und statistischen Auswertung des Auftretens der Muskelartefakte in dieser Studie sei auf Tabelle 8.9 in Kapitel 8 hingewiesen.

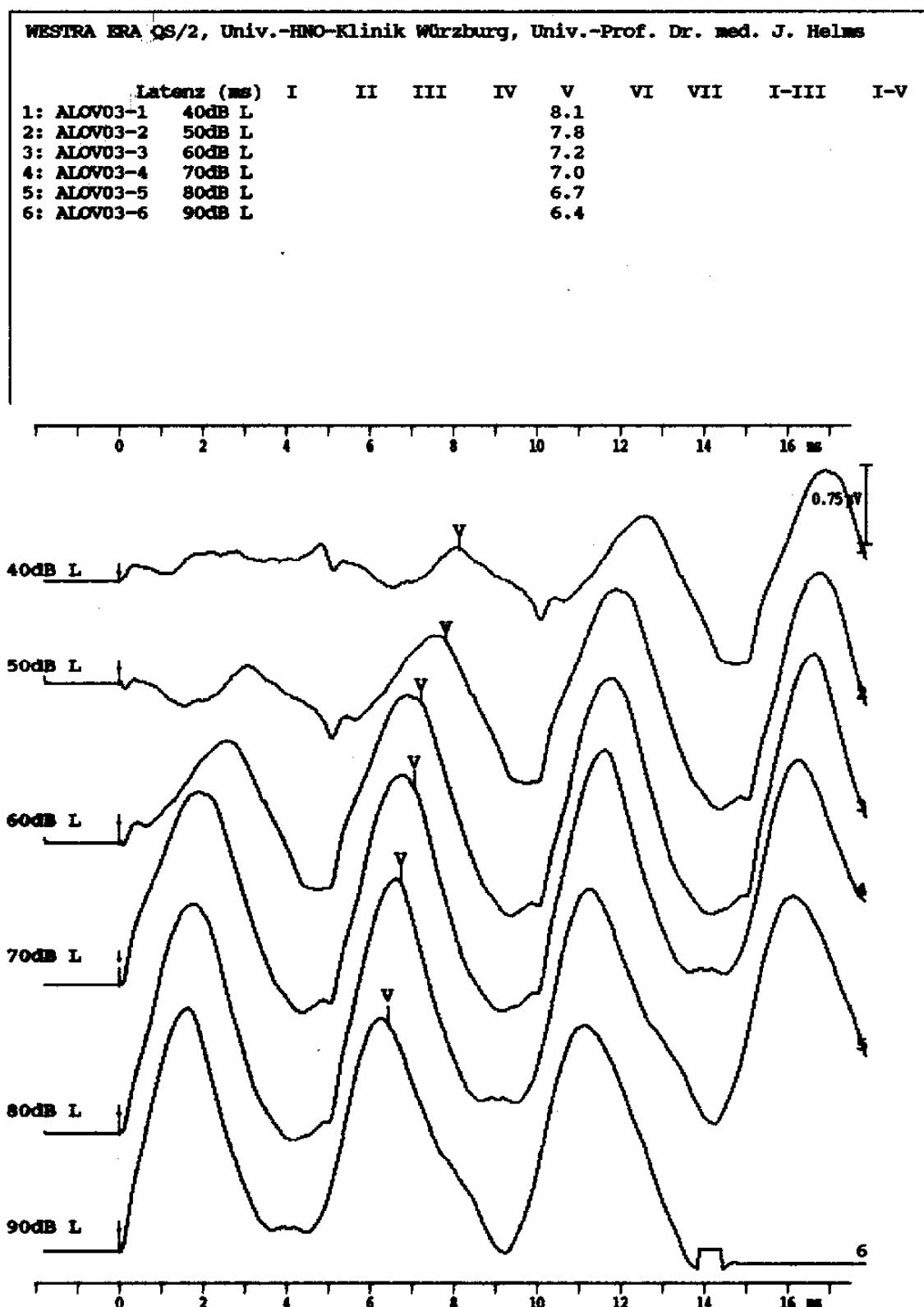


Abb. 6.7: Zeitgang-BERA Potential nach Pegel-Split (Auftragen der einzelnen Reizpegeln 90-40 dB übereinander) mit hohen Muskelartefakten in allen Reizpegeln; die Wellen V sind entsprechend gekennzeichnet; Messdauer = 2,46 min.; mittlere Schwankung = 163 (siehe auch Abb. 6.2 als Standard-BERA Beispiel)

7. Material und Methode

7.1 Gerätedaten und Bedienung

A. BERA-Messungen

Sämtliche Messungen, sowohl die der ZG-BERA als auch die der St-BERA, wurden auf dem von der Firma Westra Electronic GmbH entwickelten WESTRA ERA Q/S-02 durchgeführt.

Für die Messungen wurden folgende Geräte verwendet:

- fahrbarer Gerätewagen
- Schwenkarm mit Vorverstärker
- Monitor (EIZO Flexiscan 8060s)
- Tastatur (AFC Operator I)
- Printer (hp DESKJET)
- Oszilloskop (Option) (HAMEG HM203)
- Kopfhörer DT 48 (Bayer Dynamic)
- Nicolet Elektroden und Elektrodenpaste
- Impedanzmesser (AVO-Meter)
- PC, Filter, Signalgenerator, Analog/Digitalwandler, Taktgeber, Datenprozessor, Verstärker und Programm von Westra ERA Q/S-02

Die an der Frontseite angeordneten Bedienungselemente erlauben sowohl die Einstellungen für elektrische als auch für akustische Stimulation. Außerdem lassen sich Ableitverstärkung und Hochpassfilter festlegen [43]. In dieser Studie wurden die Standardeinstellungen verwendet, d. h. 20.000-fache Ableitverstärkung und 100 Hz Hochpassfilter. Mit den vorhandenen Pegelwahlschaltern können nun die gewünschten maximalen Ausgangspegel in dB SPL für rechtes und linkes Ohr getrennt eingegeben werden, was einem um 30 dB verminderten dB HL entspricht [21].

Mit der WESTRA ERA Q/S-02 lassen sich Hirnstamm-Potentiale, Mittellatenz- und kortikale-Potentiale messen und auswerten, wobei die Hirnstammpotentiale entweder durch einen, drei, sechs oder je drei für rechtes und linkes Ohr gleichzeitig gegebenen Reizparameter evoziert werden können [45].

Die dieser Studie zugrunde liegenden Messungen wurden sowohl in der St-BERA als auch in der ZG-BERA mit sechs quasi-simultan erzeugten Intensitäten, die sich um jeweils 10 dB unterscheiden, gewonnen. Die Stimuli wurden monaural mit einem maximalen dB nHL von 80 dB bei normalhörenden Probanden und 90 dB bei den Patienten gegeben. Da insgesamt sechs Lautstärkepegel auf einmal gemessen werden konnten, mussten bei den Probanden jeweils zwei St- und zwei ZG-BERA Messungen zur Hörschwellermittlung durchgeführt werden, in den Patientengruppen war dies abhängig vom Ausmaß der Schwerhörigkeit. Gemittelt wurden in der St-BERA jeweils 6000, in der ZG-BERA je 2000 Summationen. Der entsprechende zeitliche Ablauf der Klickfolgen und die dazugehörige Pausendauer wurden bereits in Kapitel 6.2 näher erläutert. Die Messungen begannen immer mit dem lautesten Pegel und näherten sich dann der Hörschwelle. Die Abfolge der beiden Messverfahren war jeweils randomisiert, um die Objektivität so hoch wie möglich zu halten.

Zur Auswertung der vorliegenden Kurven stehen drei verschiedene Programme zur Verfügung. Sie variieren vor allem in der Zeitauflösung und in der Kurvenanordnung. Außerdem ist in einem Pegel-Latenzdiagramm ein Latenz- bzw. Interlatenzvergleich mit den Normlatenzen der bestimmten Pegel möglich.

B. Tonaudiogramme

Die Tonaudiogramme wurden mit einem Tonaudiometer Westra CAD 03-1 in einem nach IAC-Standard eingerichteten Raum vor den BERA-Messungen zur Einteilung der Patienten in die jeweiligen Diagnosegruppen ermittelt. Voraussetzung für den einwandfreien Ablauf einer Messung sind ein schallarmer Raum, z. B. eine Audiometrikammer, und ein nach internationaler Norm kalibriertes Gerät. So lassen sich sowohl die Hörschwelle der Luftleitung als auch der Knochenleitung ermitteln. Für

die Luftleitung wurden Kopfhörer mit flachen Gummimuffen verwendet. Der Knochenleitungshörer bestand aus einem schwingenden Vibrator, der am Mastoid angesetzt wurde, wobei er keinen Kontakt zur Ohrmuschel haben sollte. Dadurch führen allein die Schwingungen der Schädelknochen zu einer Schallübertragung ins Innenohr. Auf das Gegenohr wurde der Kopfhörer gesetzt, um eventuell vertäuben zu können. Gemessen wurde dann die Hörschwelle des Patienten, die sich auf die Hörschwelle des Normalhörenden bezieht. Diese Hörschwelle ist jedoch frequenzabhängig, wobei der im Tonaudiogramm gemessene Frequenzbereich zwischen 125 Hz und 8 kHz liegt [3,29].

In der Reihenfolge der Schwellenwertbestimmung wurde zuerst die Luftleitungs- und anschließend die Knochenleitungshörschwelle gemessen. Dies erfolgte mit einem pulsierendem Ton, mit dem man den Patienten bzw. Probanden in einem Probedurchgang (z. B. 1000 Hz, 40 dB) vertraut gemacht hat [3]. Die Messergebnisse wurden mit der sog. aufsteigenden Methode gewonnen, bei der der Pegel in Schritten von 5 dB angehoben wurde, bis der Patient durch Knopfdruck oder Handzeichen angab, den Ton wahrgenommen zu haben. Anschließend wurde der Pegel um 10 dB abgeschwächt und wiederum in 5 dB Schritten erhöht. Bestätigte der Patient den gehörten Ton auch noch in einer dritten Serie, wurde zur nächsten Frequenz übergegangen [3,29].

7.2 Untersuchungsaufbau und –ablauf der BERA-Messungen

Nach Aufklärung des Probanden über die bevorstehende Untersuchung wurden diese in einem reizabgeschirmten Raum möglichst bequem und entspannt gelagert, um vor allem Muskelartefakte aus Nacken- und Schultergürtelbereich weitgehend zu vermeiden. Anschließend wurden die Hautareale, auf denen die Elektroden aufgeklebt wurden, mit Alkohol gereinigt und mit Kochsalzlösung angefeuchtet, um eine möglichst hohe Leitfähigkeit zu erreichen. Dies wurde an der Armelektrode durch Unterlegen eines feuchten Kochsalztupfers sichergestellt. Die mit Elektrodenpaste versehenen Elektroden wurden an die dafür vorgesehenen Stellen (Mastoid, Vertex) aufgeklebt, mit einem Impedanzmesser (AVO Meter) auf ihre Widerstände überprüft und an den Vorverstärker angeschlossen [3,21,30,45].

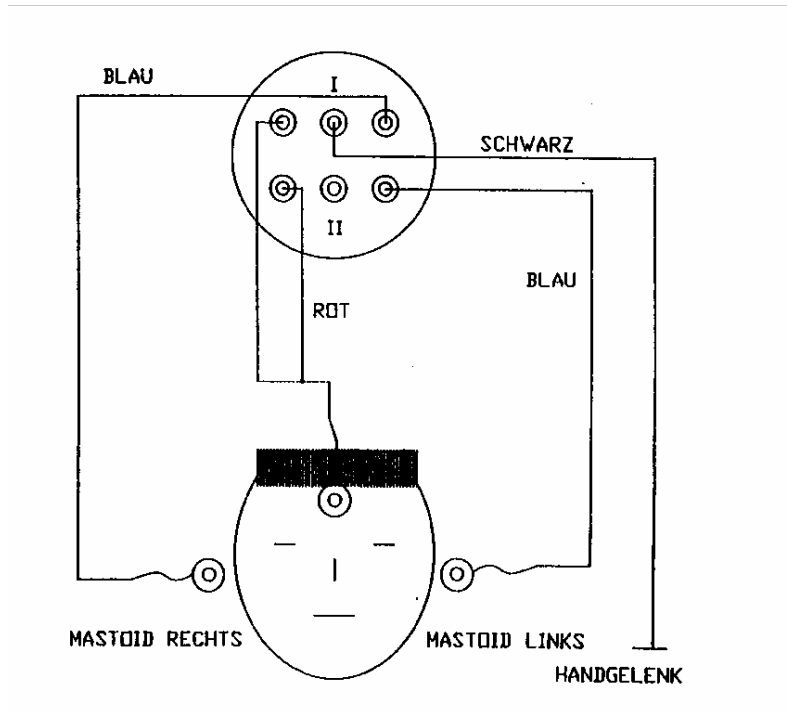


Abb. 7.1: Anschlussschema der Ableitelektroden an den Vorverstärker [45]

Der Proband sollte während der Messung die Augen geschlossen halten und möglichst entspannt liegen, um Störpotentiale zu vermeiden. Das EEG des Probanden und eventuelle externe Störungen wurden mit einem Oszilloskop überwacht. Die Schwankungsbreite konnte bei den zugrunde liegenden Messungen auf 200-230 eingestellt werden, ohne dass die Anzahl der Artefakte zu groß geworden wäre. Des Weiteren errechnet das Programm eine mittlere Schwankungsbreite (mSw), die ihrerseits wiederum ein Parameter für die Qualität des gesamten Messvorganges darstellt [21,31,45]. Die so gewonnenen Messungen wurden nach Glättung und Beschriftung der einzelnen Kurven nach Jewett ausgedruckt [9,45].

7.3 Probanden und Patientenauswahl

Die Einteilung in Normalhörende und Patienten erfolgte durch Tonaudiogramme. Die Gruppe der Patienten wurde dann je nach Art der Schwerhörigkeit weiter untergliedert in Patienten mit rein sensorineuraler Hörstörung oder mit Schalleitungsschwerhörigkeit, abhängig davon, ob eine Schalleitungskomponente in der Tonaudiometrie im Bereich zwischen 1 und 4 kHz vorhanden war oder nicht. So ergab sich ein

repräsentatives Patientengut mit unterschiedlichen Arten der Hörstörungen und verschieden starker Hörminderung. Als Vergleichsgruppe dienten 20 normalhörende Probanden, deren Hörvermögen zunächst mit der Tonaudiometrie ermittelt wurde. Als ausreichend wurde eine absolute Hörschwelle von mindestens 15 dB zwischen 1 und 4 kHz angesehen.

7.4 Grundlagen der statistischen Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem MEDAS-Programm in Zusammenarbeit mit dem Rechenzentrum der Universität Würzburg. Als Mittelwert ist stets das arithmetische Mittel angegeben, signifikante Abweichungen sind mit dem Buchstaben p und Sternen * gekennzeichnet. Hierbei trifft folgende Klassifizierung zu:

$p < 0,05^*$, $p < 0,01^{**}$, $p < 0,001^{***}$

Als Grundlagen der in Kapitel 8 folgenden Tabellen dienten die nun genannten statistischen Testverfahren:

- § U-Test von Mann und Whitney: Test auf Verschiedenheit einer Variablen in zwei unabhängigen Kollektiven. (Tab.8.2, 8.8)
- § Spearman'sche und Kendall'sche Rangkorrelation: Tests auf Abhängigkeit von zwei Variablen. Im allgemeinen wird der Spearman'sche Rangkorrelationskoeffizient (ρ) verwendet, sind jedoch viele gleiche Werte vorhanden (Bindungen) wird der Kendall's Rangkorrelationskoeffizient benutzt. Rangkorrelationskoeffizienten messen die Stärke der Abhängigkeit zwischen zwei Variablen, 0 bedeutet völlige Unabhängigkeit, 1 völlige Abhängigkeit, -1 heißt gegensinnige Abhängigkeit. P gibt die Wahrscheinlichkeit an, dass der Korrelationskoeffizient = 0 ist. Bei kleinem p besteht demzufolge eine Abhängigkeit der Variablen. (Tab.8.3, 8.4, 8.6)
- § Wilcoxon-Test und Vorzeichentest: Tests auf Verschiedenheit von zwei

abhängigen Variablen (Wilcoxon Matched Pairs Signed Ranks Test). Sind viele gleiche Werte vorhanden (Rangbindungen) so wird der Vorzeichentest benutzt. (Tab.8.4)

- § Olkin-Test: Test auf Gleichheit von zwei Korrelationskoeffizienten bei normalverteilten Variablen. (Tab.8.6)

- § Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung auf einem Faktor: Tests auf Gleichheit von Messreihen zwischen Gruppen von Probanden. Es wurden die allgemein gültigen Tests nach PURI und SEN, sowie FRIEDMAN angewendet zum Nachweis von Gruppenunterschieden, Unterschieden in den Messungen und Formdifferenzen. (Tab.8.5, 8.7)

Die Abbildungen in Kapitel 8 wurden mit Microsoft Excel für Windows T.m 5.0, der Text und die Tabellen mit Microsoft Windows me angefertigt.

8. Auswertung der Messergebnisse

8.1 Zusammenfassung der wichtigsten statistischen Daten

Die Messungen der Hörschwellen bei allen 40 Probanden erfolgten jeweils mit Tonaudiometrie, St-BERA und ZG-BERA, so dass bei der Datenauswertung sämtliche Hörschwellen, die durch die drei genannten Verfahren gewonnen wurden, an ein und derselben Person gemessen und verglichen werden konnten. Es handelt sich deshalb auch nicht um unabhängige Proben, sondern um sog. „repeated measures“.

Aus diesen Messungen geht hervor, daß die Hörschwellen, die mit ZG- bzw. St-BERA gemessen wurden, bei 32 Probanden völlig übereinstimmten. Die Differenz der Hörschwellen betrug bei den restlichen 8 Probanden nie mehr als 10 dB, wobei die Hörschwellen der St-BERA Messung insgesamt 6 mal 10 dB unter (besser) dem Schwellenwert der ZG-BERA und 2 mal 10 dB darüber (schlechter) lagen.

Überträgt man dieses Ergebnis auf die Einteilung in die beiden Patientengruppen und die Gruppe der Normalhörenden, so fällt auf, dass in der Gruppe der Patienten mit Schallleitungshörstörungen eine völlige Übereinstimmung der Hörschwellen beim Vergleich der beiden Messverfahren (jeweils am gleichen Patienten) vorliegt.

In der Gruppe der Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit ist die mit ZG-BERA ermittelte Hörschwelle insgesamt 2 mal um 10 dB höher (schlechter) als die der St-BERA.

Bei den Normalhörenden finden sich 6 mal abweichende Hörschwellen, wobei in zwei Fällen die ZG-BERA um 10 dB unter (besser) und in 4 Fällen über (schlechter) der St-BERA liegt.

Vergleicht man nun die beiden Hörschwellen aus ZG- bzw. St-BERA mit dem Mittelwert der tonaudiometrisch gewonnenen Hörschwellen zwischen 1 und 4 kHz,

liegt zweimal komplette Ergebnisgleichheit vor und bei 14 von 20 Patienten differieren die Messungen nicht mehr als 10 dB voneinander. Die Differenz zwischen den BERA-Messungen und den тонаudiometrischen Mittelwerten zwischen 1 und 4 kHz in den beiden Patientengruppen beträgt insgesamt bei 4 von 20 gemessenen Patienten mehr als 10 dB (und zwar 12, 18, 26 und 29 dB). Beide BERA-Messmethoden weisen jeweils die gleiche Differenz zur тонаudiometrischen Hörschwelle auf. Die „ungeraden Zahlen“ sind Folge der Mittelwertbildung der Hörschwellen zwischen 1 und 4 kHz.

In der Gruppe der Normalhörenden tritt ein Unterschied von mehr als 10 dB zwischen ZG-BERA und Tonaudiometrie insgesamt 11-mal auf. Hierbei bewegen sich die Differenzen zwischen 11 und 23 dB.

Bei 9 Probanden traten auch zwischen St-BERA und Tonaudiometrie Unterschiede von mehr als 10 dB auf, wobei die Differenzen hier zwischen 13 und 17 dB schwanken.

8.2 Statistische Auswertung

An dieser Studie haben insgesamt 40 Probanden teilgenommen, die wie bereits beschrieben je nach Tonaudiogramm in drei Gruppen untergliedert wurden. Dabei ergibt sich folgendes Verteilungsbild:

Tab. 8.1: Anzahl der Patienten aufgeteilt nach Diagnose sowie Normalhörende; n = Anzahl

Diagnosegruppen

	n	%
sensorineurale Schwerhörigkeit	11	27,5 %
Schallleitungsschwerhörigkeit	9	22,5 %
Normalhörende	20	50,0 %

Dieser Tabelle lässt sich entnehmen, dass die Hälfte der Messungen an Normalhörenden durchgeführt wurde. Die restlichen Hörschwellenermittlungen verteilen sich auf insgesamt 20 Patienten, von denen 9 eine Schallleitungs- und 11 eine Innenohrschwerhörigkeit hatten. Somit liegt in der Gruppe der Patienten eine annähernd

gleiche Verteilung zwischen den beiden Diagnosegruppen vor.

Tab. 8.2: Anzahl der männlichen und weiblichen Probanden und Altersverteilung der Geschlechter auf die einzelnen Diagnosegruppen; sensorineural = Innenohrschwerhörigkeit; Schallleit. = Schallleitungsschwerhörigkeit; n = Anzahl, MW = Mittelwert des Alters, ST = Streuung

Altersverteilung nach Geschlecht und Diagnose

	n	Patienten				normal	
		sensorineural MW	ST	Schallleit. MW	ST	MW	ST
Männlich	24	58,2	8,5	44,5	10,5	27,8	5,6
Weiblich	16	45,2	21,4	44,0	16,8	23,5	1,9
Gesamt	40	52,3	16,3	44,2	13,5	26,5	5,1

Von den 40 Probanden waren 24 männlichen und 16 weiblichen Geschlechts, wobei zwischen den beiden Patientengruppen und der Gruppe der Normalhörenden kein signifikanter Unterschied im Geschlechtsverhältnis vorliegt (p aus dem U-Test von Mann und Whitney = 0,39).

Anders verhält es sich mit der Altersverteilung. Das mittlere Alter beider Geschlechter in der Gruppe der Patienten ist etwa doppelt so groß wie das der Normalhörenden. Der höchste Mittelwert des Alters findet sich bei den männlichen Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit (ca. 58 Jahre). Das mittlere Alter der Frauen gleicht dem der Patienten mit Schallleitungshörstörungen, bei denen sowohl Männer als auch Frauen ungefähr gleich alt sind (ca. 44 Jahre). In der Gruppe der Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit ist das mittlere Alter mit 52 Jahren am größten und die Streuungen sind mit 16 bzw. 13 Jahren in beiden Gruppen ähnlich groß. Der Altersmittelwert der Normalhörenden liegt bei 26,5 Jahren, mit einer Streuung von etwa fünf Jahren.

Zunächst wurden Tonaudiogramme von allen Probanden ermittelt, um danach die Einteilung in die Diagnosegruppen vorzunehmen. Davon lassen sich die Mittelwerte aus den audiometrisch gewonnenen Hörschwellen zwischen 1 und 4 kHz sowohl für die Luftleitung als auch für die Knochenleitung (bei Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit) ableiten.

Da nur die Luftleitungshörschwelle zum Vergleich mit den BERA-Schwellen geeignet ist, wurde die Knochenleitungshörschwelle lediglich in der Gruppe der Patienten mit Schalleitungskomponenten aufgeführt, um die Verschiedenheit der jeweiligen Hördefizite dieser Untergruppe aufzuzeigen.

Tab. 8.3: Mittelwerte, Streuung und Abhängigkeit der audiometrisch ermittelten Hörschwellen bezogen auf die einzelnen Diagnosegruppen; sensorineural = Innenohrschwerhörigkeit; Schalleit. = Schalleitungsschwerhörigkeit; LL = audiometrisch ermittelte Luftleitungshörschwelle(1-4 kHz) in dB; KL = audiometrisch ermittelte Knochenleitungshörschwelle(1-4 kHz) in dB; MW = Mittelwert; ST = Streuung, p = aus Spearman'scher Rangkorrelation

Hörschwellenvergleich LL – KL

	Normalhörende		Patienten				p
	MW	ST	sensorineural		Schalleit.		
Schwelle in dB	MW	ST	MW	ST	MW	ST	
LL	5,2	2,3	49,9	17,3	45,6	15,7	0,014*
KL	-	-	-	-	21,0	10,7	

Die Hörschwelle der Normalhörenden liegt mit 5,2 dB im Mittel deutlich unter der der Patienten. Zusätzlich findet sich hier die geringste Streuung.

Die Mittelwerte der Luftleitungshörschwelle (1-4 kHz) der beiden Patientengruppen sind mit ungefähr 50 dB bzw. 46 dB vergleichbar hoch, wobei sich auch beide Streuungen kaum voneinander unterscheiden. Die Knochenleitungshörschwellen sind dagegen im Mittel etwa halb so groß wie die Luftleitungshörschwellen bei den Patienten mit Schalleitungskomponenten. Es zeigt sich aber eine signifikante Abhängigkeit der beiden Werte mit einem Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten von 0,014*.

Diese Variabilität der Hörverluste zeigt Abbildung 8.1 speziell für die Gruppe der Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit auf.

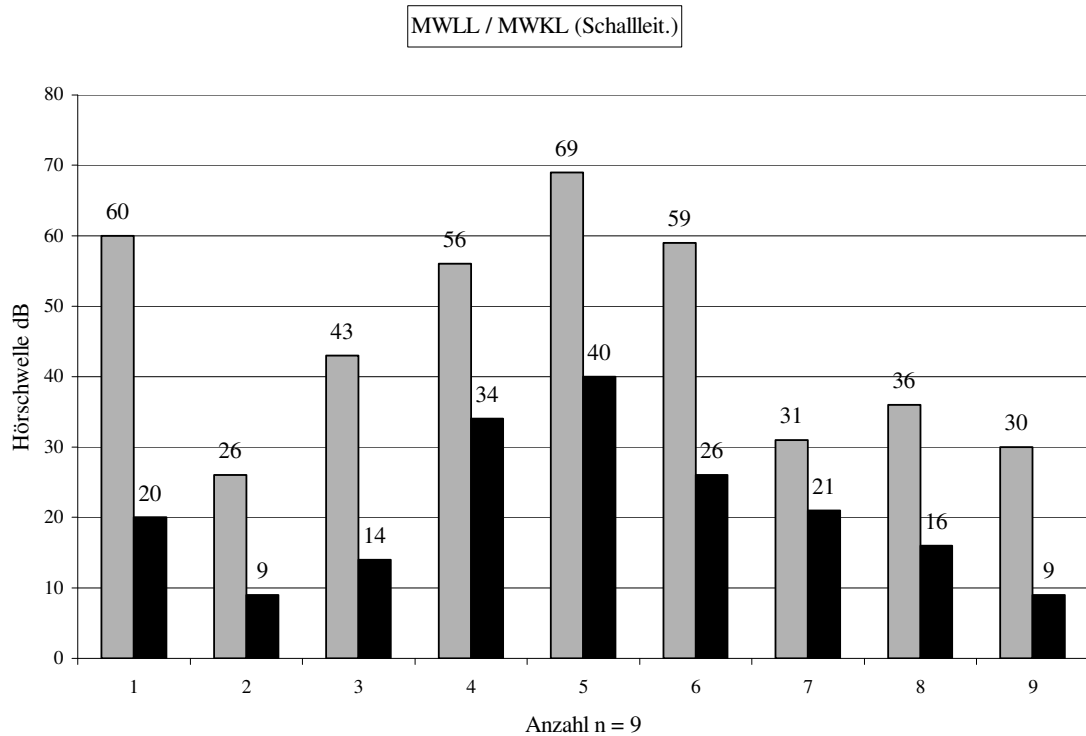


Abb. 8.1: Mittelwerte der audiometrisch ermittelten Luft- und Knochenleitungshörschwelle zwischen 1 und 4 kHz in dB in der Patientengruppe mit Schalleitungsschwerhörigkeit.; MWKL= Mittelwert der Knochenleitung (grauer Balken), MWLL=Mittelwert der Luftleitung (schwarzer Balken)

Aus der graphischen Darstellung der beiden audiometrisch ermittelten Hörschwellen (Knochen- und Luftleitung) der Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit. wird zum einen die Abhängigkeit der beiden Werte deutlich und zum anderen die Verschiedenheit in der Größe der jeweiligen Schalleitungskomponenten, die von über 40 dB bis zu weniger als 20 dB reichen.

Nachdem die Hörschwellenermittlung und Einteilung in die einzelnen Diagnosegruppen mit Tonaudiometrie erfolgt war, wurden die beiden BERA-Messmethoden randomisiert durchgeführt, wobei neben den Hörschwellen vor allem die Latenzen der Welle V bei 80 dB, die Dauer und die mittleren Schwankungen von statistischem Stellenwert sein sollen.

Tab. 8.4: Verschiedenheit und Abhängigkeit der beiden BERA-Messverfahren in Schwellen in dB, Latenz der Welle V bei 80 dB in ms, Dauer in Minuten und mittlerer Schwankungsbreite; MW = Mittelwert; ST = Streuung; p (Verschiedenheit) = aus Wilcoxon-Test (bzw. Vorzeichentest bei Schwellen), p (Korrelation) = aus Spearman'scher Rangkorrelation (bzw. Kendall's Rangkorrelationskoeffizient bei Schwellen)

BERA-Messungen

	Zeitgang		Standard		Verschiedenheit	Korrelation
	MW	ST	MW	ST	P	p
Schwelle	33,3	20,4	32,3	20,2	0,29	0,00005***
Latenz 80 dB	6,3	0,5	6,0	0,6	0,00005***	0,00005***
Dauer	2,8	0,9	6,6	0,9	0,00005***	0,00005***
mittl. Schwankung	146,1	28,5	129,4	25,1	0,00005***	0,00005***

In dieser Tabelle werden beide BERA-Messverfahren auf Gleichheit und Abhängigkeit in den genannten Bereichen überprüft, und zwar unabhängig von den jeweiligen Diagnosegruppen.

Aus der Spearman'schen Rangkorrelation bzw. dem Kendall'schen Rangkorrelationskoeffizienten lässt sich eine hochsignifikante Abhängigkeit beider Messverfahren in allen Messvariablen erkennen ($p = 0,00005***$) jeweils in der Messung am selben Patienten bzw. Probanden. Beide Messmethoden sind deshalb miteinander vergleichbar und reproduzierbar („repeated measures“).

Die Wahrscheinlichkeiten der Verschiedenheit der beiden Verfahren wurden mit dem Wilcoxon- bzw. Vorzeichentest überprüft. Hier gilt es zu berücksichtigen, dass beide BERA-Messungen jeweils an ein und derselben Person durchgeführt wurden, dass demnach immer Messpaare verglichen werden müssen. Die Mittelwerte der Schwellen unterscheiden sich bei ähnlichen Streuungsbereichen mit 33 dB bzw. 32 dB nicht signifikant voneinander. Aus dem Vorzeichentest geht hervor, dass die Schwellen in 32 Messungen völlig übereinstimmten, in 6 Fällen lagen die Zeitgangsschwellen 10 dB über und in 2 Messungen 10 dB unter den in der St-BERA ermittelten Hörschwellen, so dass der Test auf Verschiedenheit beider Messverfahren in der Hörschwellenbestimmung bei ein und demselben Patienten nicht signifikant ausfällt ($p = 0,29$). Zum Vergleich mit den tonaudiometrisch gemessenen Hörschwellen sei auf die Tabellen 8.9-8.11 hingewiesen.

Ergebnisse einer multiplen Regressionsanalyse (Schätzung einer Variablen = Kriterium, aus mehreren anderen Variablen = Prediktoren) ergeben, dass eine altersabhängige Beziehung zwischen den beiden Schwellen vorhanden ist, die sich auf alle Diagnosegruppen erstreckt:

Je älter die Probanden sind, desto mehr muss die Schwelle der St-BERA nach oben korrigiert werden, um daraus die Schwelle der ZG-BERA errechnen zu können (Multiplikation mit dem Faktor 0,125 pro Lebensjahr). Das wiederum bedeutet, dass statistisch gesehen ein 70-jähriger eine um den Faktor $40 * 0,125$ höhere Differenz der beiden Hörschwellen aufzeigt als ein 30-jähriger Patient mit der gleichen Hörschwelle in der St-BERA.

In den übrigen drei Kriterien zeigt der Wilcoxonstest jeweils eine hochsignifikante Verschiedenheit zwischen beiden Messverfahren ($p = 0,00005^{***}$) auf. So liegt der Mittelwert der Latenz der Welle V bei 80 dB aller Messungen in der ZG-BERA mit 6,3 ms über dem der St-BERA mit 6,0 ms.

Ein wichtiges Kriterium beim Vergleich der beiden Messmethoden stellt die Dauer der jeweiligen Messung als reine Messdauer dokumentiert dar. Sie fällt mit 2,8 min. im Mittel bei der ZG-BERA deutlich kürzer aus als die für die St-BERA benötigte Zeit (Mittelwert = 6,6 min.). Dies ist Ausdruck der Zeitersparnis in der Hörschwellenermittlung mit ZG-BERA, für die weniger als die Hälfte der Zeit nötig ist ($p = 0,00005^{***}$).

Die mittlere Schwankung unterscheidet sich in beiden Verfahren dahingehend voneinander, dass sie in der ZG-BERA mit einem Gesamtmittelwert von 146 signifikant höher ist als die der St-BERA mit 129, wobei beide Messverfahren ähnlich große Streuungen besitzen ($p = 0,00005^{***}$).

Abschließend gilt, dass kein signifikanter Unterschied in der Hörschwellenbestimmung der beiden Messmethoden bei ein und demselben Probanden besteht ($p = 0,29$).

Um die Unterschiede zwischen beiden Verfahren genauer differenzieren zu können, wurden Multivariate Tests (nach PURI, SEN und FRIEDMAN) durchgeführt, die es erlauben, eine Aussage über beide Methoden und deren Güte in den einzelnen Diagnosegruppen zu treffen.

Tab. 8.5: Unterschiede der gemessenen Parameter innerhalb und zwischen den verschiedenen Diagnosegruppen; sensorineural = Innenohrschwerhörigkeit; Schallleit.= Schallleitungsschwerhörigkeit; mittl. Sw = mittlere Schwankung; ZG = Zeitgang-BERA; Stand. = Standard-BERA, MW = Mittelwert; ST = Streuung; alle p aus Multivariaten Tests nach PURI und SEN und FRIEDMAN-Test; pA = Unterschiede zwischen den Diagnosegruppen; pB = Unterschiede zwischen den beiden Messverfahren; pC = Abhängigkeit der Unterschiede beider Messverfahren von der Diagnose

BERA-Messungen der einzelnen Diagnosegruppen

		Patienten				Normalhörende		
		sensori-neural		Schallleit.		MW	ST	
		MW	ST	MW	ST			
Schwelle	ZG	53,6	11,2	46,7	16,5	16,0	6,0	pA = 0,0005*** pB = 0,52 pC = 0,64
	Stand.	51,8	10,8	46,7	16,5	15,0	5,1	
Latenz	ZG	6,2	0,5	6,7	0,8	6,1	0,4	pA = 0,098 pB = 0,0005*** pC = 0,37
	Stand.	6,1	0,5	6,5	0,9	5,8	0,3	
Dauer	ZG	3,7	1,2	2,6	0,4	2,5	0,3	pA = 0,0040** pB = 0,0005*** pC = 0,14
	Stand.	7,2	1,2	6,5	0,8	6,3	0,7	
mittl. Sw	ZG	166,4	13,7	163,9	30,9	126,9	19,9	pA = 0,0005*** pB = 0,0005*** pC = 0,007**
	Stand.	149,5	15,8	134,8	23,5	115,9	22,2	

Die Schwellenwerte in beiden Messverfahren zwischen den einzelnen Diagnosegruppen sind signifikant verschieden ($p = 0,0005^{***}$), wobei die Mittelwerte jeweils in der Gruppe der Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit am größten sind, gefolgt von den Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit, die gleichzeitig die höchste Streuung aufweisen. Die Mittelwerte der Hörschwellen als auch die dazugehörigen Streuungen sind in der Gruppe der Normalhörenden am niedrigsten.

Aus Tabelle 8.4 konnte bereits gefolgert werden, dass zwischen den beiden BERA-Messmethoden kein signifikanter Unterschied in der Hörschwellenbestimmung besteht. Dies gilt auch nach genauerer Differenzierung der Werte auf die einzelnen Diagnosegruppen ($p = 0,25$). Bei den Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit sind

die Mittelwerte völlig identisch und in den beiden anderen Gruppen liegen die Hörschwellen der ZG-BERA im Mittel mit 1,8 dB bzw. 1,0 dB jeweils nur geringfügig über denen der St-BERA, vor allem wenn man bedenkt, dass sich durch beide Verfahren die Hörschwellen nur 10 dB-stufenweise ermitteln lassen. Da kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Verfahren besteht, sind diese auch nicht abhängig von der jeweiligen Diagnosestellung ($p = 0,64$).

Dieser Sachverhalt wird in Abb. 8.2 graphisch dargestellt. Zusätzlich werden hier die Höhen der einzelnen Hörschwellen und der geringe Streuungsbereich in den jeweiligen Diagnosegruppen ersichtlich. Deutlich zu erkennen ist auch die Tatsache, dass bei höhergradigem Hörverlust eine Schwellenermittlung durch beide Methoden gleichermaßen möglich ist, ohne dass dadurch der Streuungsbereich größer würde.

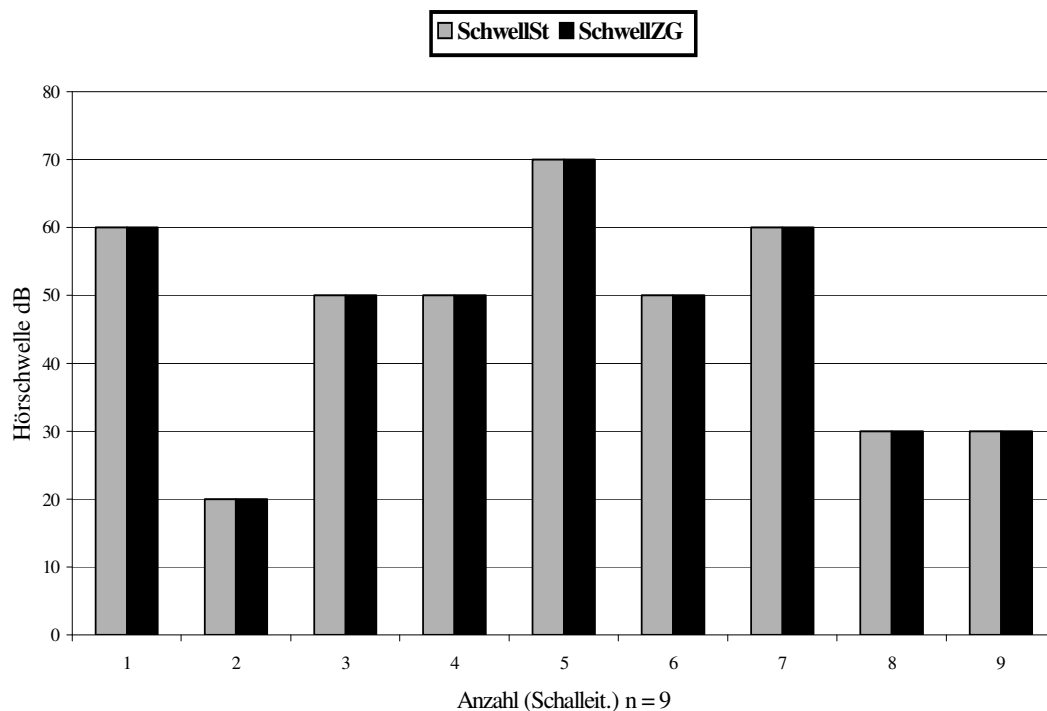


Abb. 8.2: Hörschwellen der Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit gemessen mit Standard- und Zeitgang-BERA; SchwellSt = Hörschwelle ermittelt durch St- BERA in dB (grauer Balken); SchwellZG = Hörschwelle ermittelt durch ZG- BERA in dB (schwarzer Balken)

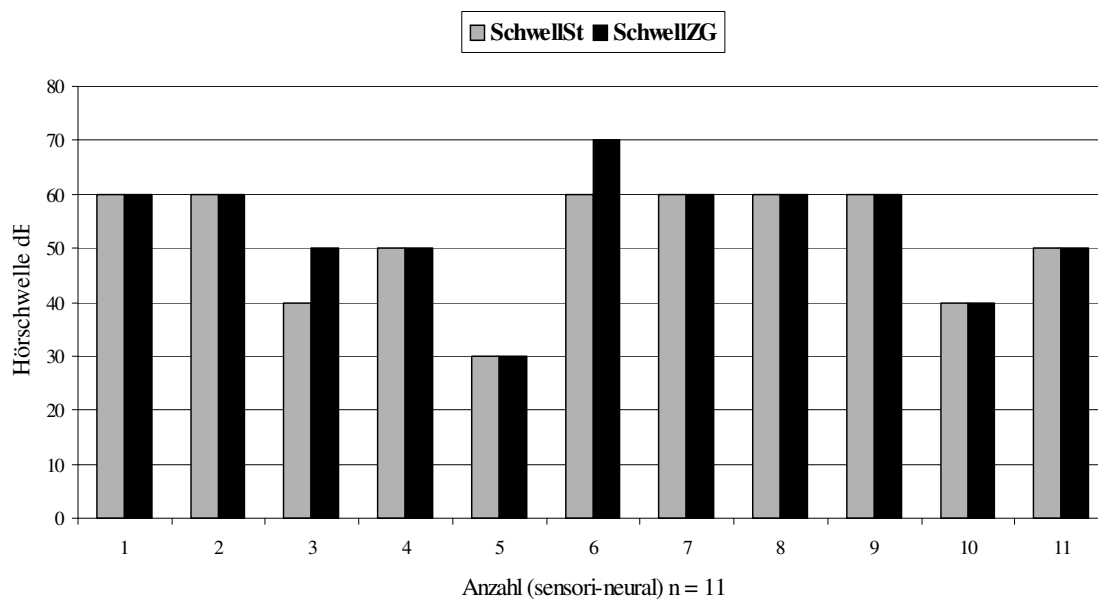


Abb. 8.3: Hörschwellen der Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit gemessen mit Standard- und Zeitgang-BERA in dB; SchwellSt = Hörschwelle ermittelt durch St-BERA (grauer Balken); SchwellZG = Hörschwelle ermittelt durch ZG-BERA (schwarzer Balken)

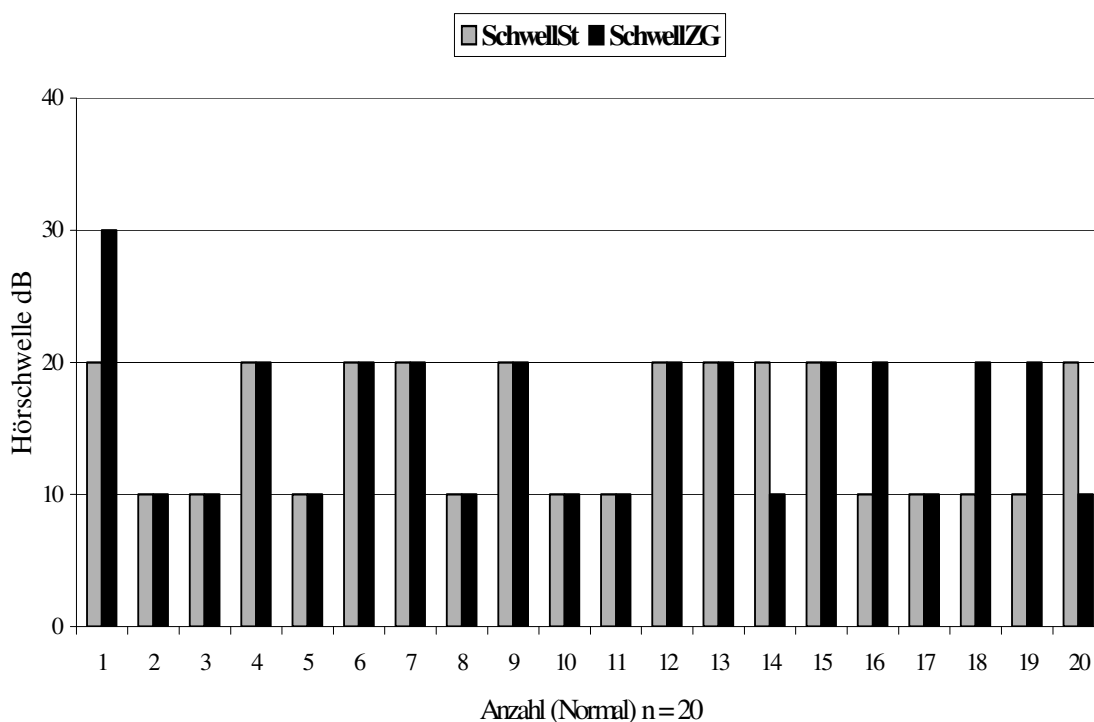


Abb. 8.4: Hörschwellen der Normalhörenden gemessen mit Standard- und Zeitgang-BERA in dB; SchwellSt = Hörschwelle ermittelt durch St-BERA (grauer Balken); SchwellZG = Hörschwelle ermittelt durch ZG-BERA (schwarzer Balken)

In den vorliegenden Abbildungen wird deutlich, dass in der Gruppe der Patienten mit Schallleitungshörstörung in beiden BERA-Verfahren identische Werte gemessen wurden. Bei den Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit gibt es 2 Messungen, in denen

die Hörschwelle differieren. Hier zeigt die ZG-BERA jeweils einen um 10 dB höheren Wert an. In der Gruppe der normalhörenden Probanden unterscheiden sich 6 Messungen voneinander, wobei viermal die ZG-BERA einen um 10 dB höheren Schwellenwert ermittelt.

Es lässt sich anhand dieser Graphik zeigen, dass eventuelle Differenzen, die sowohl in der Gruppe der Normalhörenden als auch in der Gruppe der Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit auftreten, nie größer als 10 dB sind, und dass die etwas höheren Werte sechsmal mit der ZG-BERA ermittelt wurden und zweimal die St-BERA den um 10 dB höheren Wert ergab.

Zwischen den Latenzen der Welle V bei 80 dB lassen sich aus Tabelle 8.5 keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Diagnosegruppen ($p = 0,098$) ablesen. Allerdings sind beide Messverfahren jeweils signifikant verschieden ($p = 0,0005^{***}$), denn die St-BERA weist den kürzeren Mittelwert auf, wobei der Unterschied bei den Normalhörenden mit 0,3 ms am größten ist.

In der Gruppe der Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit liegen aufgrund des Mittelohrdefekts die größten Latenzen vor, wohingegen die Normalhörenden im Mittel die kürzesten Latenzen besitzen. Die Differenzen beider Messmethoden sind jedoch unabhängig von der Diagnosestellung und würden somit graphisch gesehen parallel verlaufen ($p = 0,37$).

Die Zeitersparnis in der reinen Messdauer wird auch in der Aufteilung nach Diagnosegruppen deutlich, denn durch die Verwendung der ZG-BERA lässt sich die Hörschwellenermittlung meist in weniger als der Hälfte der Zeit, die für eine St-BERA Messung nötig ist, erledigen. Trotzdem bestehen signifikante Unterschiede zwischen den drei Diagnosegruppen ($p = 0,0040^{**}$), wobei vor allem für die Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit im Mittel bei beiden Verfahren etwa eine Minute länger benötigt wurde als in den anderen zwei Gruppen.

Der hochsignifikante Unterschied zwischen beiden Messverfahren wurde bereits

erläutert ($p = 0,0005^{***}$). Er liegt im Mittel bei 3,8 min. Auch die Dauer der Messungen verläuft in ihren Unterschieden jeweils parallel, d. h. die oben erwähnte Differenz in der Gruppe der Patienten mit Innenohr Schwerhörigkeit tritt in beiden Messmethoden mit etwa dem gleichen Ausmaß auf und es kommt zu keiner Abhängigkeit der Differenzen von den Diagnosegruppen ($p = 0,14$).

Aus den unten aufgeführten Abbildungen 8.5 und 8.6 geht hervor, dass die ZG-BERA in allen Messungen von kürzerer Dauer als die St-BERA ist. Außerdem zeigt sich in den meisten Fällen graphisch eine gewisse Parallelität der Werte bzw. des Verlaufs dahingehend, dass eine längere Dauer in der St-BERA häufig bei demselben Patienten auch mit einer verlängerten ZG-BERA Messung einhergeht.

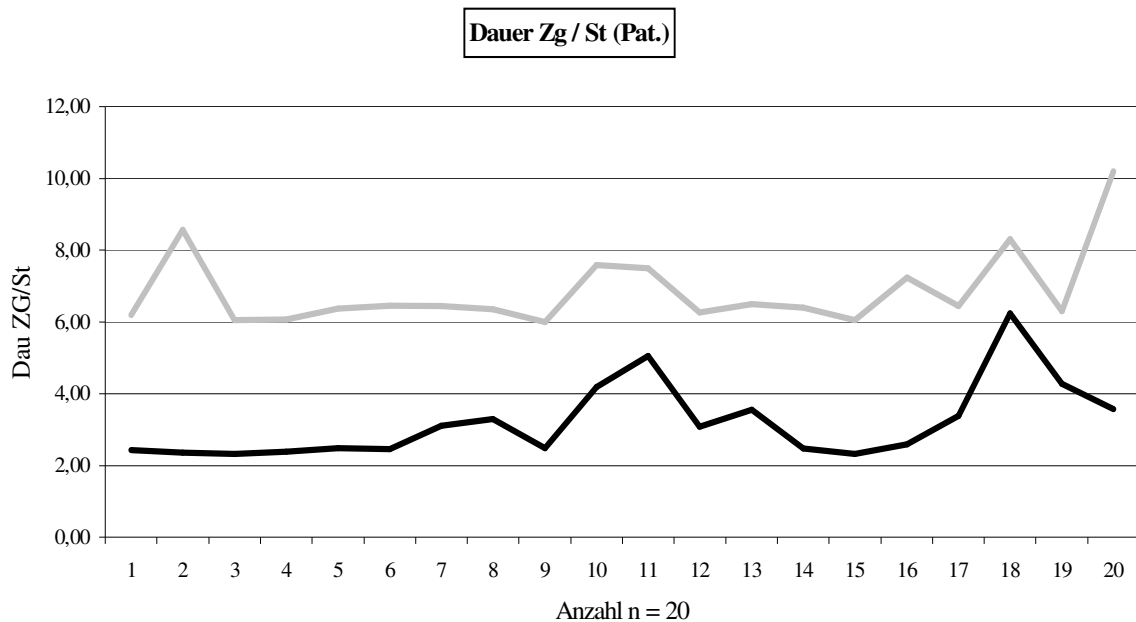


Abb. 8.5: Dauer der Standard- bzw. Zeitgang-BERA in den beiden Patientengruppen; DauZg = Dauer der ZG-BERA-Messung in min. (schwarze Linie); DauSt = Dauer der St-BERA-Messung in min. (graue Linie)

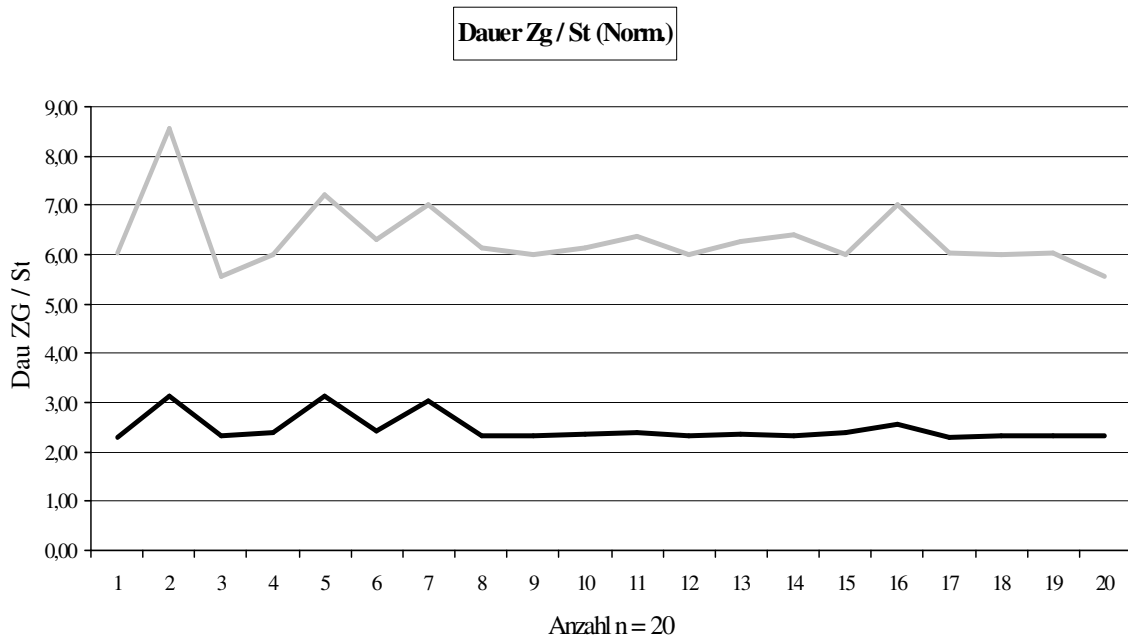


Abb. 8.6: Dauer der Standard- bzw. Zeitgang-BERA in der Gruppe der Normalhörenden; DauZg = Dauer der ZG-BERA-Messung in min. (schwarze Linie); DauSt = Dauer der St-BERA-Messung in min. (graue Linie)

Den letzten wichtigen Untersuchungsparameter stellt die mittlere Schwankung der Messungen dar. Hier sind alle drei Wahrscheinlichkeiten signifikant auffällig. So liegt die mittlere Schwankung bei den Normalhörenden im Schnitt deutlich unter den Werten der Messungen an Patienten ($p = 0,0005^{***}$). Zwischen den beiden Patientengruppen sind die Unterschiede eher gering ausgeprägt. Auch zwischen den beiden Messmethoden finden sich signifikante Differenzen, wobei die St-BERA jeweils die besseren Werte aufzeigen kann ($p = 0,0005^{***}$).

Die mittlere Schwankung ist der einzige Parameter, bei dem die Unterschiede zwischen den beiden Verfahren von der Diagnosegruppe abhängig sind ($p = 0,007^{**}$). Tritt unter den Normalhörenden eine Differenz zwischen den Mittelwerten von 11 auf, so beträgt sie bei den Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit 16,9 und mit Schalleitungsschwerhörigkeit 29,1. Dies ist Ausdruck dafür, dass im Gegensatz zu den Probanden die Patienten eine größere Variabilität und Inkonzanz dieser Werte aufweisen.

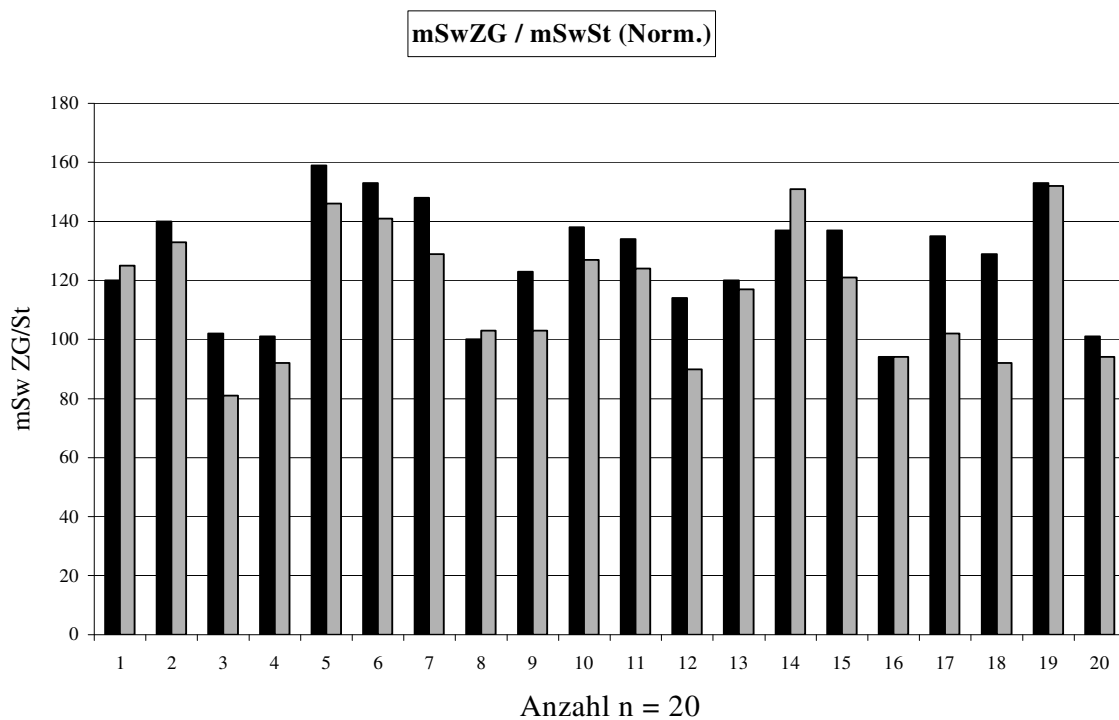


Abb. 8.7: Mittlere Schwankung von Zeitgang- und Standard-BERA-Messung in der Gruppe der Normalhörenden; mSwZg = mittlere Schwankung in der ZG-BERA (schwarzer Balken); mSwSt = mittlere Schwankung in der St-BERA (grauer Balken)

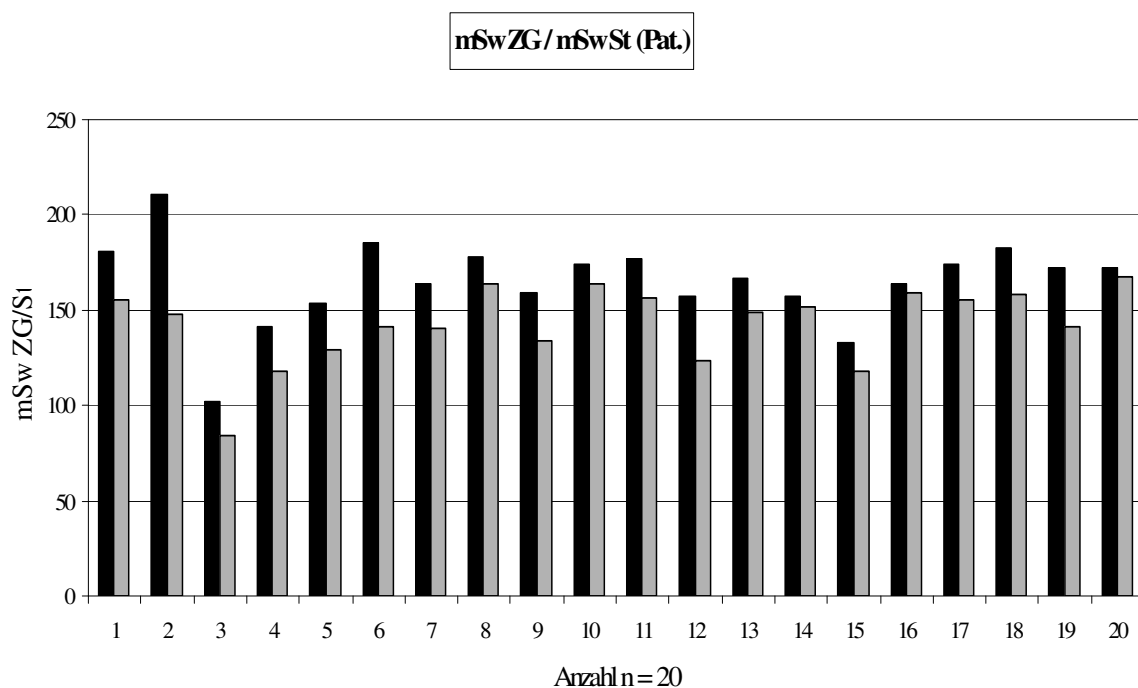


Abb. 8.8: Mittlere Schwankung von Standard- und Zeitgang-BERA-Messung in den beiden Patientengruppen; mSwZG = mittlere Schwankung in der ZG-BERA (schwarzer Balken); mSwSt = mittlere Schwankung in der St-BERA (grauer Balken)

In diesen Abbildungen wird deutlich, dass die Werte in der ZG-BERA bis auf zwei Ausnahmen in der Gruppe der Normalhörenden über denen der St-BERA liegen, und dass den Patienten in beiden Messverfahren im Vergleich zu den Normalhörenden zum Teil wesentlich schlechtere Werte zuzuordnen sind. Des Weiteren zeigt sich die Abhängigkeit der Unterschiede von der jeweiligen Diagnosegruppe, wobei die unterschiedliche Skalierung der beiden Abbildungen nicht täuschen darf, denn die Differenzen in den Patientengruppen liegen eindeutig höher als die in der Gruppe der Probanden.

Nachdem sich statistisch erwiesen hat, dass die beiden BERA-Messverfahren keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Hörschwellenbestimmung aufzeigen, ist jetzt der Vergleich der elektrophysiologischen Messungen mit der psychoakustischen Ermittlung der Hörschwellen mit Tonaudiometrie von Interesse.

Tab. 8.6: Abhängigkeit der BERA-Schwellen von der audiometrisch ermittelten Luftleitungshörschwelle; rho = Spearman'scher Rangkorrelationskoeffizient; Audioschwellen LL = audiometrisch ermittelte Luftleitungshörschwellen; p = aus Spearman'scher Rangkorrelation

Hörschwellenvergleich BERA - Tonaudiometrie

	Audioschwellen LL	
	rho	p
Zeitgang-Schwelle	0,87	0,00005***
Standard-Schwelle	0,88	0,00005***

Zunächst lassen sich aus der Spearman'schen Rangkorrelation eindeutig signifikante Abhängigkeiten beider BERA-Hörschwellen von den audiometrisch ermittelten Luftleitungshörschwellen zwischen 1 und 4 kHz erkennen ($p = 0,00005***$). Diese Abhängigkeiten werden durch den Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten noch genauer definiert. Die Koeffizienten beider BERA-Hörschwellen sind mit 0,87 bzw. 0,88 nahezu gleich groß und bestätigen die hohe Abhängigkeit der BERA-Untersuchungsergebnisse von den tonaudiometrischen Messungen des jeweiligen Patienten oder Probanden (völlige Abhängigkeit bei $\rho = 1$).

Der OLKIN-Test (Test auf Gleichheit zweier Korrelationskoeffizienten) gibt mit $p = 0,67$ keinen Hinweis darauf, dass eines der beiden BERA-Messverfahren statistisch

gesehen besser oder schlechter mit der Audiometrie korreliert als das andere. Wichtig ist vor allem aufzuzeigen, dass die ZG-BERA ohne statistisch signifikanten Unterschied zur St-BERA mit der Tonaudiometrie korreliert. Dies kann durch die oben genannten Koeffizienten und den Vergleich der beiden im OLKIN-Test nachgewiesen werden.

Um die Ergebnisse und Differenzen der Hörschwellenmessungen mit ZG-BERA, St-BERA und Tonaudiometrie (Mittelwerte zwischen 1 und 4 kHz) im Einzelnen zu untersuchen und sichtbar zu machen, wurden diese in Abbildung 8.9-8.11 graphisch aufgetragen und nach den Diagnosegruppen aufgliedert.

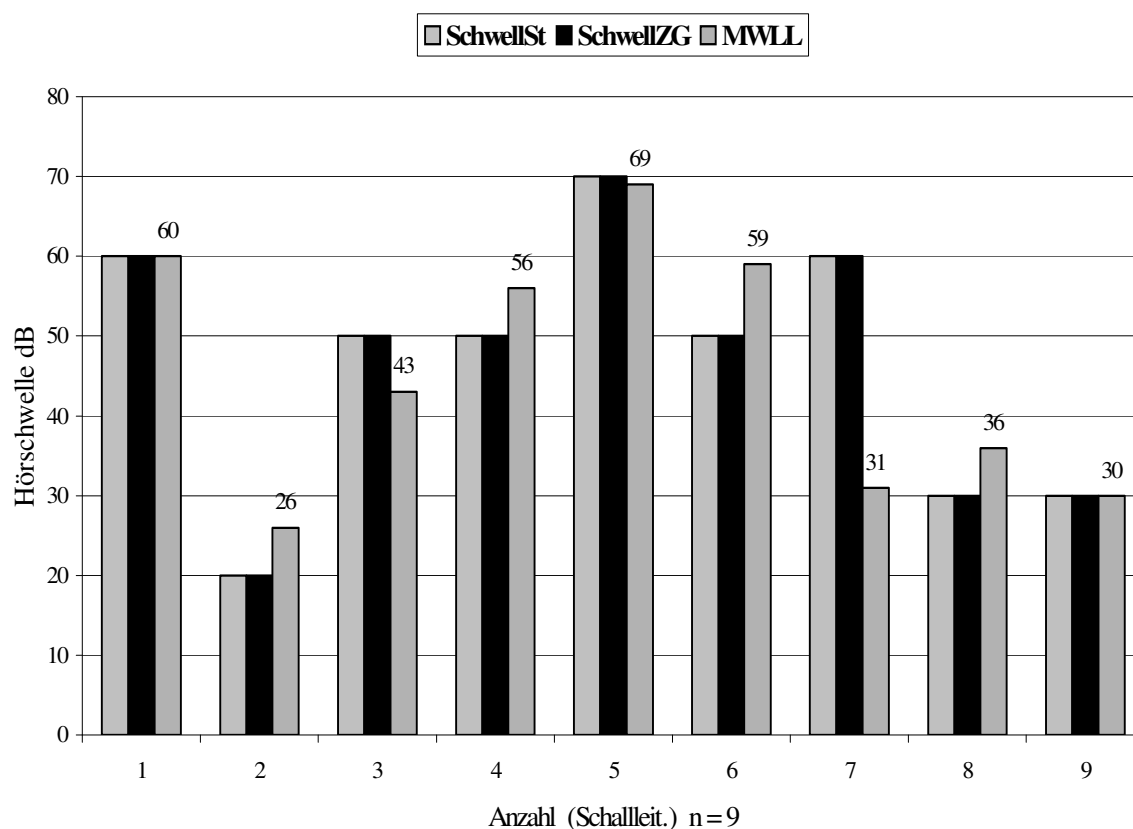


Abb. 8.9: Vergleich der Hörschwellen gemessen mit Zeitgang-, Standard-BERA und Tonaudiometrie in der Gruppe der Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit; SchwellSt = Hörschwelle in der St-BERA in dB (hellgrauer Balken links); SchwellZG = Hörschwellen in der ZG-BERA in dB (schwarzer Balken); MWLL = Mittelwerte der Luftleitung in der Tonaudiometrie zwischen 1 und 4 kHz in dB (dunkelgrauer Balken jeweils rechts mit Ziffern)

In der Gruppe der Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit. stimmen bei 2 Patienten

sämtliche Messungen exakt überein. In 6 Fällen beträgt die Differenz zwischen den beiden BERA-Messungen und der Tonaudiometrie weniger als 10 dB. In einer Messung liegt der Unterschied bei 29 dB bei einem Mittelwert der Luftleitungshörschwelle von 31dB, wobei St- und ZG-BERA in diesem Fall genau die gleiche Hörschwelle gemessen haben.

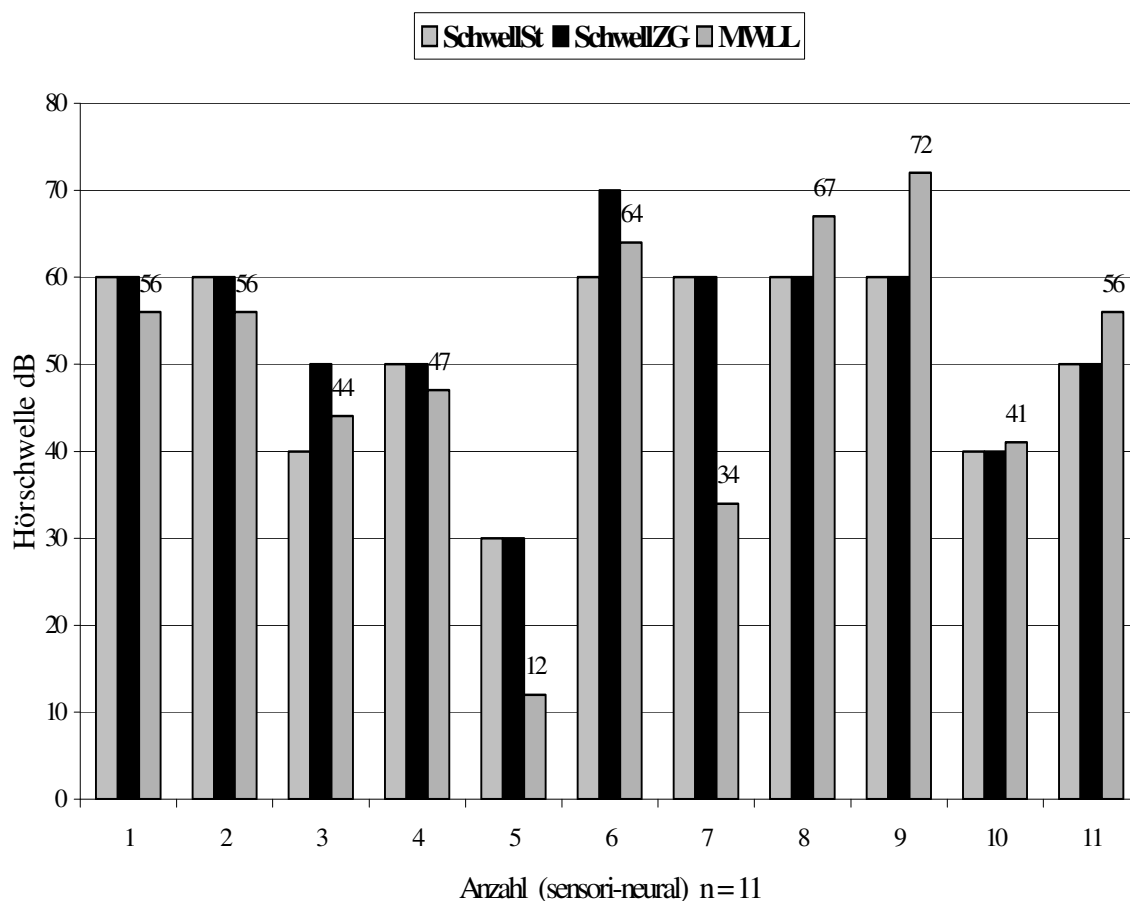


Abb. 8.10: Vergleich der Hörschwellen gemessen mit Zeitgang-, Standard-BERA und Tonaudiometrie in der Gruppe der Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit; SchwellSt = Hörschwellen in der St-BERA in dB (hellgrauer Balken links); SchwellZG = Hörschwellen in der ZG-BERA in dB (schwarzer Balken); MWLL = Mittelwerte der Luftleitung in der Tonaudiometrie zwischen 1 und 4 kHz in dB (dunkelgrauer Balken jeweils rechts mit Ziffern)

Die Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit weisen in 8 von 11 Fällen Hörschwellendifferenzen zwischen BERA-Messungen und Tonaudiometrie kleiner als 10 dB auf. Bei 3 Patienten beträgt der Unterschied mehr, nämlich 12, 18 und 26 dB. Es fällt auf, dass auch hier die St- und ZG-BERA bei Ergebnisgleichheit jeweils die gleiche Differenz zum Mittelwert der Tonaudiometrie haben.

Nimmt man demnach nur die Ergebnisse der 20 Patienten beträgt der Unterschied zwischen BERA-Messungen und Tonaudiometrie viermal mehr als 10 dB, wobei in allen Fällen sowohl St- als auch ZG-BERA bei Ergebnisgleichheit die gleiche Differenz zur Tonaudiometrie aufzeigen. In 14 Messungen waren die Unterschiede kleiner als 10 dB zweimal kam es in allen 3 Messverfahren zum gleichen Ergebnis.

Etwas anders stellt sich die Situation bei den normalhörenden Probanden dar.

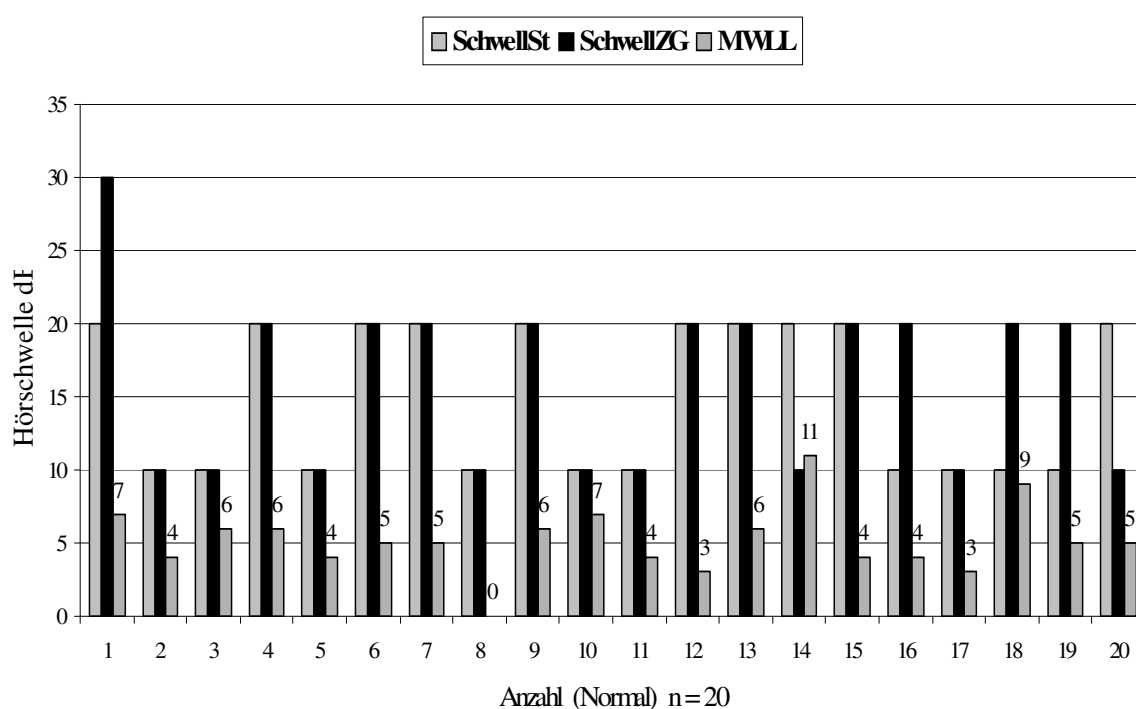


Abb. 8.11: Vergleich der Hörschwellen gemessen mit Zeitgang-, Standard-BERA und Tonaudiometrie in der Gruppe der Normalhörenden; SchwellSt = Hörschwellen in der St-BERA in dB (hellgrauer Balken links); SchwellZG = Hörschwellen in der ZG-BERA in dB (schwarzer Balken); MWLL = Mittelwerte der Luftleitung in der Tonaudiometrie zwischen 1 und 4 kHz in dB (dunkelgrauer Balken jeweils rechts mit Ziffern)

Aus Abbildung 8.11 geht hervor, dass der maximale Mittelwert der Luftleitungshörschwelle 11 dB beträgt, die übrigen Hörschwellen sind alle im einstelligen Bereich. Die gemessenen Unterschiede zwischen beiden BERA-Messungen und der Tonaudiometrie sind bei 8 Probanden kleiner als 10 dB. Weitere 8 Versuchsteilnehmer zeigen jeweils die gleiche Differenz zwischen den BERA-Messungen und Tonaudiometrie auf, hier schwanken die Unterschiede zwischen 14 und 17 dB. Die restlichen 4 Probanden weisen unterschiedliche BERA-Messergebnisse und somit Differenzen zur

Tonaudiometrie auf:

- § in einer Messung betrug sowohl die Differenz in der St-BERA (13 dB), als auch in der ZG-BERA (23 dB) mehr als 10 dB
- § einmal lag die St-BERA mit 15 dB über dem Ergebnis der Tonaudiometrie, Differenz ZG-BERA – Tonaudiometrie in diesem Fall 5 dB
- § zweimal ergab die ZG-BERA Unterschiede von 11 dB bzw. 15 dB zur Tonaudiometrie, Differenz St-BERA –Tonaudiometrie hier: 1 dB bzw. 5 dB

Abschließend sei darauf hingewiesen, dass statistisch in der Hörschwellenermittlung kein signifikanter Unterschied zwischen der Korrelation St-BERA – Tonaudiometrie zum Verhältnis ZG-BERA – Tonaudiometrie besteht. (siehe Tab.8.6)

Weiterhin wurde die Latenz der Welle V bei 80 dB nHL aller Messungen ohne Rücksicht auf die Diagnose untersucht und ausgewertet. Der Lautstärkepegel 80 dB wurde gewählt, da hier die Welle V identifizierbar ist und dieser Pegel in allen Messungen verwendet wurde. Anhand der folgenden Tabelle lässt sich die für die St-BERA bekannte Abhängigkeit der Latenz der Welle V bei 80 dB nHL vom Geschlecht der Probanden auch für die ZG-BERA veranschaulichen.

Tab. 8.7: Geschlechtsabhängigkeit der Latenz Welle V 80 dB nHL in ms in ZG- und St-BERA und Unterschiede zwischen beiden Messverfahren; MW = Mittelwert; ST = Streuung, alle p aus Multivariaten Tests nach PURI und SEN und FRIEDMAN-Test; pA = Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden; pB = Unterschiede zwischen beiden Messverfahren; pC = Geschlechtsabhängigkeit der Unterschiede zwischen beiden Messverfahren

Geschlechtsabhängigkeit der Latenz Welle V 80 dB nHL

	Latenz 80 dB				P
	Zeitgang		Standard		
	MW	ST	MW	ST	
Männlich (in ms)	6,3	0,5	6,1	0,4	pA = 0,017* pB = 0,00005***
Weiblich (in ms)	6,1	0,7	5,8	0,7	pC = 0,49

Durch die Multivariaten Tests nach PURI, SEN und Friedman wird der hochsignifikante Unterschied zwischen beiden Messverfahren jeweils beim gleichen

Geschlecht deutlich ($p = 0,00005^{***}$). Dieser beträgt bei den Männern im Mittel 0,2 ms und bei den Frauen 0,3 ms von der ZG- zur St-BERA. Es zeigt sich zusätzlich eine Signifikanz im Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden ($p = 0,017^*$). Die Probanden männlichen Geschlechts weisen in beiden Messverfahren die längere Latenz auf. Die Differenz beträgt in der ZG-BERA im Mittel 0,2 ms, in der St-BERA 0,3 ms und zeigt, dass diese Geschlechtsabhängigkeit in beiden Verfahren in ähnlich großem Ausmaß vorhanden ist. Die Latenzunterschiede zwischen beiden Messmethoden sind jedoch mit $p = 0,49$ unabhängig vom jeweiligen Geschlecht, d.h. sie treten in beiden Geschlechtern in jeweils dem gleichen Ausmaß auf und beruhen damit lediglich auf der verschiedenen Art und Weise der jeweiligen akustischen Stimulation.

Aus den vorliegenden BERA-Messergebnissen lassen sich die Normlatenzen der Wellen I, III und V nach Jewett in der St-BERA und erstmals auch der Welle V in der ZG-BERA für normalhörenden Probanden errechnen. Angegeben sind in Tab.8.8 jeweils die Mittelwerte und einfachen Standardabweichungen der einzelnen Lautstärken ohne Rücksicht auf das Geschlecht der Probanden.

Tab. 8.8: Mittelwerte und Standardabweichungen der Normlatenzen der Wellen I, III und V nach Jewett ermittelt aus den Messungen an den normalhörenden Probanden; alle Latenzen sind in ms angegeben; MW = Mittelwert; Sta = einfache Standardabweichung

Mittelwerte und Standardabweichungen der Normlatenzen

	Standard-BERA						Zeitgang-BERA	
	Welle I		Welle III		Welle V		Welle V	
	MW	Sta	MW	Sta	MW	Sta	MW	Sta
90 dB	1,6	0,03	3,8	0,03	5,7	0,09	5,9	0,07
80 dB	1,7	0,04	3,9	0,03	5,8	0,06	6,1	0,07
70 dB	1,9	0,05	4,0	0,03	5,9	0,07	6,3	0,07
60 dB	2,1	0,04	4,2	0,05	6,1	0,07	6,6	0,07
50 dB	2,6	0,05	4,6	0,07	6,4	0,08	6,8	0,08
40 dB	2,9	0,07	5,1	0,06	6,8	0,11	7,1	0,10
30 dB	3,5	0,08	5,4	0,09	7,4	0,12	7,6	0,12
20 dB					8,1	0,17	8,3	0,13
10 dB					8,8	0,11	9,0	0,09

Zusätzlich zu den frühen evozierten Potentialen traten in beiden Messverfahren mit unterschiedlicher Häufigkeit und Ausprägung Potentiale zwischen 12,5 – 15 ms auf, die als Artefaktantworten myogenen Ursprungs („PAM responses“) gedeutet werden können (siehe Kapitel 6.4) [33]. Die Qualität der Messung in bezug auf die Hörschwellenermittlung scheint jedoch von den Artefakten unbeeinflusst zu bleiben, was die vielen erfolgreich durchgeführte Messungen mit dem St-BERA Programm und die in der bisherigen Literatur beschriebenen Ergebnisse eindeutig belegen [33]. Nun stellt sich die Frage, wie es sich im ZG-BERA Programm mit diesen Artefakten verhält und ob dadurch die Güte der Hörschwellenermittlung beeinflusst wird. Die folgende Tabelle zeigt, wie häufig die Muskelpotentiale in den beiden Messverfahren bezogen auf die jeweilige Diagnosegruppen vorkommen und wie diese sich prozentual auf die verschiedenen Probanden verteilen. Dabei wurde zusätzlich eine Aufteilung der Artefakte dahingehend vorgenommen, ob sie nur in den hohen Lautstärkepegeln (ab 60 dB) auftreten oder auch an der Hörschwelle noch sichtbar sind, wobei berücksichtigt werden muß, dass bei manchen Patienten die Hörschwelle im Bereich 60 dB oder höher liegt.

Tab. 8.9: Aufteilung der unterschiedlichen Artefaktausprägung auf die Gruppen der Patienten und der Probanden; genannt sind jeweils die absolute Anzahl und der Prozentsatz bezogen auf die jeweilige Gruppe; ST = Standard-BERA; ZG = Zeitgang-BERA; normal = normalhörende Probanden; Patienten = Summe der Patienten mit Schalleitungs- und Innenohrschwerhörigkeit

Muskelartefakt

		Gesamt	Normal	Patienten
ohne Artefakt	ST	22 (55,0 %)	12 (60,0 %)	10 (50%)
	ZG	20 (50,0 %)	10 (50,0 %)	10 (50%)
Artefakt nur in lauten Pegeln	ST	11 (27,5 %)	5 (25,0 %)	6 (30%)
	ZG	9 (22,5 %)	4 (20,0 %)	5 (25%)
Artefakt bis zur Hörschwelle	ST	7 (17,5 %)	3 (15,0 %)	4 (20%)
	ZG	11 (27,5 %)	6 (30,0 %)	5 (25%)

Aus dieser Tabelle geht hervor, dass bei ungefähr der Hälfte aller untersuchten Personen sowohl in der ZG-BERA als auch in der St-BERA kein Artefakt zu sehen war, wobei in 2 Fällen in der ZG-BERA „PAM responses“ deutlich wurden, während sie in der St-BERA nicht sichtbar waren. In den Messungen, in denen Artefakte vorhanden sind,

neigt das ZG-BERA Messverfahren eher dazu, dass sich diese bis zur Hörschwelle hin fortsetzen, was die etwas höhere Anzahl (11) der Artefakte an der Hörschwelle in der ZG-BERA im Vergleich zur St-BERA (7) deutlich macht.

Weiterhin zeigt Tabelle 8.9, dass die Artefakte in beiden Gruppen gleichermaßen auftreten, ohne dass eine Verteilung zu Ungunsten der Patienten auszumachen ist.

Die statistischen Tests (U-Test nach Mann und Whitney) auf der Suche nach Korrelation mit Alter, Geschlecht, mittlerer Schwankung, Latenz der Welle V, Dauer der Messung, Ergebnis der Hörschwellenmessung in St- und ZG-BERA und mit der Diagnosegruppe ergaben keinen Hinweis darauf, dass das Auftreten der Muskelartefakte von einer der erwähnten Größen signifikant abhängt. Auch die Messungen, die unterschiedliche Hörschwellen bei beiden Messverfahren ergaben, waren nicht signifikant davon abhängig, ob ein solches Artefakt sichtbar wurde (p aus dem U-Test nach Mann und Whitney = 0,178), was ausschließt, dass eine signifikante Beeinflussung des Artefakts auf die Hörschwellenermittlung mit ZG-BERA stattfindet.

9. Diskussion

Durch die dargestellten Ergebnisse lassen sich folgende Aussagen treffen, die sich auf zwei komplexe Themenbereiche erstrecken:

zum einen auf den Vergleich zwischen Zeitgang-BERA (ZG-BERA) und Standard-BERA (St-BERA) in den genannten Teilaspekten,

zum anderen auf die Abhängigkeit und Verschiedenheit der elektrophysiologischen Messverfahren von der psychoakustischen Hörschwellenermittlung mit Tonaudiometrie.

Hierbei gilt das Augenmerk vor allem der Tatsache, inwieweit die verschiedenen Methoden voneinander abhängig und wo und wie groß die qualitativen Unterschiede zwischen den erwähnten Verfahren sind. Grundlage dieser Aussagen sollten eine möglichst ausgeglichene Probandenverteilung und eine übersichtliche und reproduzierbare Einteilung in charakteristische, audiometrisch auffällige Patientengruppen sein, um stellvertretend für alle Patienten mit konstanten Hörstörungen im Frequenzbereich 1 – 4 kHz eine Beantwortung der anfangs aufgestellten Hypothese zu ermöglichen. Untersucht wurden deshalb insgesamt 40 Probanden, davon sind 20 normalhörend, 9 Patienten haben eine Schalleitungsschwerhörigkeit unterschiedlichen Ausmaßes und 11 eine Innenohrschwerhörigkeit jeweils im oben genannten Frequenzbereich. Die Messungen wurden an 24 Männern und 16 Frauen durchgeführt. Der Altersmittelwert der Normalhörenden beträgt 26,5 Jahre mit einer Streuung von 5 Jahren, der der Patienten 52 (Innenohrschwerhörigkeit) bzw. 44 (Schalleitungsschwerhörigkeit) Jahre mit Streuungen von 16 bzw. 13 Jahren.

Entscheidenden Anstoß für die vorliegende Studie lieferte die Zeitersparnis, die durch die Verwendung der ZG-BERA zu erreichen ist. Kern der Arbeit sind die Aussagen, die sich aus den Tabellen 8.4, 8.5 und 8.6 und den dazugehörigen Abbildungen ableiten lassen und auf deren Interpretation nun näher eingegangen werden soll.

9.1 Vergleich zwischen Standard- und Zeitgang-BERA

Verglichen werden jeweils Latenz der Welle V nach Jewett bei 80 dB nHL, die mittlere Schwankung der Messungen, die Dauer der Untersuchungen und das Ergebnis der Hörschwellenbestimmung.

9.1.1 Latenz der Welle V nach Jewett 80 dB nHL, Ergebnis

Die Mittelwerte der Latenz der Welle V bei 80 dB nHL betragen unabhängig von Diagnosegruppe und Geschlecht 6,0 ms in der St-BERA und 6,3 ms in der ZG-BERA. Dies ergibt eine signifikante Verschiedenheit zwischen beiden Verfahren (Wilcoxonstest $p = 0,00005^{***}$). In der Unterteilung auf die einzelnen Diagnosegruppen sind die Mittelwerte in der Gruppe der Schalleitungsschwerhörigkeit mit 6,7 ms (ZG) und 6,5 ms (St) am größten, dann folgen die der Innenohrschwerhörigkeit (6,2 ms ZG bzw. 6,1 ms St) und die der Normalhörenden (6,1 ms ZG und 5,8 ms St). Auch hier zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Messverfahren (Wilcoxonstest $p = 0,00005^{***}$). Bezogen auf das Geschlecht lässt sich nachweisen, dass die weiblichen Probanden mit 6,1 ms (ZG) und 5,8 ms (St) in beiden Messverfahren signifikant kürzere Latenzen als die männlichen (6,3 ms ZG und 6,1 ms St) haben (p aus Multivariaten Tests = 0,017*).

9.1.2 Latenz der Welle V nach Jewett 80 dB nHL, Diskussion

Durch die Bestimmung der Latenz der Welle V, die hier bei 80 dB nHL stellvertretend für die anderen Latenzen statistisch ausgewertet wurde, lassen sich die in der Literatur beschriebenen Ergebnisse bestätigen. Hoth und Lenarz fanden in ihrer Studie für Normalhörende Mittelwerte und einfache Standardabweichungen von 5,78 ms und 0,42 für die Welle V bei 80 dB nHL unabhängig vom Geschlecht, womit das Ergebnis dieser Studie von 5,8 ms (St) gut korreliert [21]. Auch die von Hoth und Lenarz beschriebenen Veränderungen des Latenzverhaltens bei Patienten können zumindest in den Absolutwerten bestätigt werden. Dazu gehören die Verlängerung der Latenzen bei Erkrankungen sowohl mit Schalleitungs- als auch mit Innenohrschwerhörigkeit im

Vergleich zu den Normalhörenden [21]. Der Unterschied fiel in dieser Studie allerdings nicht signifikant aus (p aus Multivariaten Tests = 0,098). Ursächlich ist am ehesten der hier untersuchte Reizpegel von 80 dB nHL, denn laut Hoth und Lenarz sind die Latenzen im Hörschwellenbereich deutlich verlängert und nähern sich bei weit überschwelligen Reizen der Norm rasch an [21].

Zur ZG-BERA gibt es keine detaillierten Daten aus der Literatur. Es zeigt sich aber, dass die grundsätzlichen Aussagen zur Abhängigkeit vom Geschlecht und der Diagnose auch für die Messungen mit erhöhter Repetitionsrate zutreffen. Die Latenzverlängerung durch Erhöhung der Repetitionsrate wurde bereits in mehreren Studien bei Messungen mit „maximum length sequence technique“ beobachtet. Auch die von Mitchell et al. verwendeten „tone-bursts“ gingen mit einer Latenzverlängerung einher [26,27,28,32]. Hamill et al. folgerte dagegen aus seinen Messungen mit der „chained stimuli Methode“ eine Verkürzung der Latenzen, schränkt dies allerdings durch die erhöhte Streuung der Messwerte ein [16,17].

Zusätzlich besteht ein signifikanter Unterschied in der Latenzdauer im Vergleich zur St-BERA unabhängig von Geschlecht und Diagnose, der für die Hypothese des Adaptationszeitgangs des Ohres spricht. (geschlechtsabhängig 0,2 bzw. 0,3ms) [10,11].

Erwähnt sei noch, dass die in der Normwerttabelle (Tab.8.8) angegebenen Latenzen der Wellen I, III und V der Standard-BERA mit denen von Hoth und Lenarz genannten Werten gut korrelieren, wodurch auch die Latenzen der Wellen V der ZG-BERA als Referenzwerte abgeleitet werden können [21].

9.1.3 Auftreten der Muskelartefakte, Ergebnis

Fast die Hälfte aller Probanden weisen mehr oder weniger stark ausgeprägte Muskelartefakte auf (22 St, 20 ZG). In Hörschwellennähe ist dies in der ZG-BERA (11mal) etwas häufiger der Fall als in der St-BERA (7mal). Die statistischen Tests schließen jedoch für beide Messverfahren eine signifikante Abhängigkeit von Diagnose, Alter, Geschlecht, mittlerer Schwankung, Latenz der Welle V bei 80 dB nHL und

Messdauer aus.

9.1.4 Auftreten der Muskelartefakte, Diskussion

Die Untersuchung der Muskelartefakte macht deutlich, dass eine Beeinflussung der Hörschwellenermittlung nicht vorliegt und die Qualität einer Messung durch das etwaige Auftreten eines solchen Artefakts nicht leidet. Es wurden keine signifikanten Abhängigkeiten auch in den Fällen, in denen unterschiedlich hohe Hörschwellen gemessen wurden, gefunden. Dies trifft vor allem auch auf die Fälle zu, in denen das Artefakt bis zur Hörschwelle sichtbar war.

Zu beachten gilt vor allem, dass eine mögliche Überlagerung des Artefakts mit der tatsächlichen Welle V des nächsten Lautstärkepegels in der ZG-BERA aufgrund des vorhandenen Zeitfensters, der Reizfrequenz und der in der Auswertung folgenden Auflösung im Pegel-Split (siehe Abb. 6.6) dadurch ausgeschlossen wird. Die Ergebnisse ähnlicher Studien von O'Beirne und Patuzzi konnten somit auch für die ZG-BERA bestätigt werden [33].

9.1.5 Mittlere Schwankung, Ergebnis

Die maximale Schwankungsbreite der Potentialauslenkungen wurde auf 230 festgelegt. Aus der Summation der Einzelclicks lassen sich die mittleren Schwankungen errechnen. Unabhängig von Geschlecht und Diagnose unterscheiden sie sich in St- (129,4) und ZG-BERA (146,1) signifikant voneinander (p aus Wilcoxon-Test = 0,00005***). Gleichzeitig besteht eine signifikante Korrelation beider BERA-Messverfahren (p aus Spearman'scher Rangkorrelation = 0,00005***). Bezogen auf die Diagnosen haben die Normalhörenden eine signifikant niedrigere mittlere Schwankung (115,9 St; 126,9 ZG) als die Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit (134,8 St; 163,9 ZG) und Innenohrschwerhörigkeit (149,5 St; 166,4 ZG) (p aus Multivariaten Tests = 0,0005***). Auch hier bestehen bezogen auf jede einzelne Diagnosegruppe signifikante Unterschiede zwischen den BERA-Messverfahren (p aus Multivariaten Tests = 0,0005***). Die Unterschiede zwischen beiden Messverfahren sind signifikant

abhängig von der jeweiligen Diagnose, fallen also unterschiedlich hoch aus (p aus Multivariaten Tests = 0,007**). Sie betragen bei den Normalhörenden 11, bei den Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit 16,9 und in der Gruppe der Schalleitungsschwerhörigkeit 29,1.

9.1.6 Mittlere Schwankung, Diskussion

Zunächst gilt festzuhalten, dass diagnoseunabhängig zwischen beiden Messverfahren ein signifikanter Unterschied besteht. Ursachen hierfür könnte die Tatsache sein, dass durch die rasche Aufeinanderfolge der einzelnen Stimuli subjektiv ein stärkeres Missempfinden bei den Probanden auftrat, was diese zumindest bei Befragung nach der Untersuchung angaben. Interessant ist dabei auch die Tatsache, dass die Mehrzahl der untersuchten Personen den gleichen Lautstärkepegel während der ZG-BERA als deutlich lauter empfunden haben als in der St-BERA. Dies könnte eventuell mit der kurzen Erholungszeit des Gehörs zwischen den einzelnen Klicks aufgrund der höheren Repetitionsrate zusammenhängen. Auch Hamill et al. diskutieren bei Verwendung der „chained stimuli“ eine Erhöhung der Artefaktrate, was in den vorliegenden Studien aber ebenfalls zu keiner Beeinflussung der Messergebnisse führte. Hamill nennt als möglichen Grund die Erweiterung des Analysenzeitfensters, die bei den „chained stimuli“ um das 8-fache erhöht wird [16,17]. In der ZG-BERA beträgt die Analysenzeit 120 bzw. 240 ms statt 20 ms in der St-BERA. Durch die deutlich verlängerte Analysenzeit könnten störende Potentiale stärker in das Ergebnis mit einfließen.

Auffällig ist auch, dass Normalhörende in beiden Messverfahren eine deutlich niedrigere mittlere Schwankung als die Patienten aufzeigen. Dies kann als Beleg für die Abhängigkeit der Untersuchung vom muskulären und vegetativen Entspannungszustand des jeweiligen Probanden gewertet werden. Vermutlich ist die Anspannung des Patienten, trotz guter Aufklärung über die Untersuchung, in Anbetracht eines eventuellen „negativen“ Messergebnisses doch größer als die der Normalhörenden, was sich in einer höheren Artefaktrate ausdrücken könnte. Wichtig zu erwähnen ist hierbei, dass es sich bei den normalhörenden Probanden dieser Studie nicht ausschließlich um medizinisch geschulte Personen handelte.

Schließlich fällt eine signifikante Abhängigkeit der Unterschiede beider Messverfahren von der Diagnosegruppe auf. Die Differenz ist mit 29,1 in der Gruppe der Schallleitungshörstörungen am größten. Ob dies mit der längeren Latenz der Welle V und der dadurch begründeten verkürzten Refraktärzeit der potentialauslösenden anatomischen Strukturen zusammenhängt, bleibt jedoch spekulativ und könnte Anlass für künftige Studien geben.

9.1.7 Dauer der Messung, Ergebnis

Untersucht wurde jeweils die reine Messdauer der Programme ohne Vorbereitungs- und Auswertungszeit, die bei beiden Verfahren gleich lang ist. Diagnoseunabhängig zeigt sich ein hochsignifikanter Unterschied zwischen ZG-BERA (2,8 min. im Durchschnitt) und St-BERA (6,6 min.) bei exakt gleich großer Streuung (0,9) (p aus Wilcoxon-Test = 0,00005***). Die reine Messdauer der ZG-BERA ist somit im Mittel um 3,8 min. kürzer, was einer Verkürzung um fast 58% bzw. einer Beschleunigung der Untersuchung um das 2,4-fache entspricht. Bezogen auf die jeweilige Diagnosegruppe gilt dieser hochsignifikante Unterschied zwischen beiden Messverfahren in allen drei Gruppen mit 3,5 min. (Innenohrschwerhörigkeit.), 3,9 min. (Schallleitungsschwerhörigkeit) und 3,8 min. (Normalhörende) (p aus Multivariaten Tests = 0,0005***). Wie an den Mittelwerten zu erkennen ist, fallen die Differenzen in den Diagnosegruppen signifikant unterschiedlich hoch aus (p aus Multivariaten Tests = 0,0040**). Die Unterschiede zwischen beiden Messverfahren sind jedoch nicht signifikant abhängig von der jeweiligen Diagnosegruppe und somit an allen Patienten bzw. Probanden reproduzierbar (p aus Multivariaten Tests = 0,14).

9.1.8 Dauer der Messung, Diskussion

In der Beurteilung der jeweiligen Messdauer muss differenziert werden zwischen der Gesamtdauer einer BERA-Messung (inklusive Aufklärung des Patienten, Anlegen der Elektroden, Anschluss an den Vorverstärker, Einstellung und Inbetriebnahme des Gerätes) und der tatsächlichen Messdauer (nur Ermittlung der Daten bzw. Dauer des

Messprogramms). Für beide Verfahren ergibt sich nämlich exakt die gleiche Vorbereitungszeit (ca. 10 min.) und der Unterschied liegt in der tatsächlichen Dauer der einzelnen Messprogramme. Wenn hier also von einer Zeitersparnis die Rede ist, dann bezieht sich das immer nur auf die reine Messdauer, die für eine Sedierung oder Narkose bei Messungen an Patienten von Bedeutung ist.

Die mögliche Zeitersparnis der ZG-BERA im Vergleich zur St-BERA gab den entscheidenden Anstoß für die Durchführung dieser Studie. Dieser Unterschied kann nun erstmals auch an Patienten quantifiziert und statistisch nachgewiesen werden. Wie aus Tabelle 8.4 gefolgert werden konnte, liegt die für die ZG-BERA errechnete mittlere Messzeit unabhängig von der Diagnose deutlich unter der der St-BERA (2,8 min. bzw. 6,6 min.). Damit lässt sie sich auch wesentlich schneller als vergleichbare Verfahren durchführen, wie z.B. die von Hamill et al. beschriebenen „chained stimuli“ mit ca. 8 min. Messdauer [16,17]. Auch im Vergleich zur „maximum length sequence technique“ mit „high stimulus rate“ von 300 Klicks/s zeigen sich die Vorteile der ZG-BERA. Leung et al. beschreiben mit diesem Verfahren eine Beschleunigung der Untersuchung um das 1,4 bis 1,6-fache im Vergleich zur konventionellen BERA in der Hörschwellenbestimmung, wobei dieses Messverfahren zusätzlich nur als Screening-Methode und nicht zur Bestimmung der absoluten Hörschwelle empfohlen wird [30].

Der oben genannte Unterschied zwischen ZG- und St-BERA ist sogar so groß, dass ggf. zwei ZG-Messungen, in der Zeit die für eine St-BERA Messung nötig wäre, durchgeführt werden könnten, falls Unsicherheiten in der Beschriftung der Welle V in Hörschwellennähe bestünden. Diese ließen sich dann mit der „Average“-Funktion im Auswertungsprogramm übereinander mitteln und könnten dadurch die tatsächliche Wellenmarkierung erleichtern bzw. eventuelle Unsicherheiten die in Schwellennähe bei der exakten Beschriftung immer wieder in beiden Verfahren gleichermaßen auftreten können, beseitigen, ohne dass es zu einem weiteren Zeitverlust kommen würde. Man könnte dadurch die Qualität der Messung im Vergleich zur St-BERA ohne zusätzlichen Zeitaufwand steigern.

Offen bleibt die Frage warum die Differenzen zwischen beiden BERA-Verfahren in den

einzelnen Diagnosegruppen signifikant unterschiedlich hoch ausfallen, zumal der Unterschied in der Gruppe der Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit im Mittel am größten ist und nicht wie vielleicht zu vermuten wäre bei den Normalhörenden. Viel wichtiger ist jedoch die Tatsache, dass die Unterschiede in der Zeitersparnis in allen Gruppen reproduzierbar sind, so dass jede Messung, unabhängig welcher Diagnosegruppe der Patient zugeordnet werden muss, von der Zeitersparnis der ZG-BERA signifikant profitiert. Die kürzere Messzeit der ZG-BERA stellt auf jeden Fall eine Erleichterung für die Patienten dar. Dies wäre vor allem bei Kindern und Neugeborenen zu berücksichtigen, da gerade in diesen Fällen oftmals eine Sedierung oder gar Narkose zur Schwellenbestimmung nötig ist, die dann so kurz wie möglich gehalten werden sollte. Außerdem könnte in der Summe der zahlreichen Messungen in der Klinik eine Beschleunigung der Abläufe und somit effizientere Ausnutzung der Geräte erfolgen.

9.1.9 Hörschwellen, Ergebnis

Unabhängig von der Diagnosegruppe sind die Mittelwerte der Hörschwellen gemessen mit ZG- und St-BERA nicht signifikant verschieden voneinander (p aus Vorzeichentest = 0,29). In 32 Messungen kam es zur kompletten Übereinstimmung der Ergebnisse, in 6 Messungen lag die ZG-BERA 10 dB über und in 2 Messungen 10 dB unter dem Ergebnis der St-BERA. Zwischen den jeweiligen Diagnosegruppen liegen signifikant unterschiedlich hohe Mittelwerte der Hörschwellen vor (p aus Multivariaten Tests = 0,0005***). Innerhalb der einzelnen Diagnosegruppen finden sich jedoch keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Hörschwellen beider Messmethoden (p aus Multivariaten Tests = 0,52).

9.1.10 Hörschwellen, Diskussion

Kernaussage der oben genannten Ergebnisse ist die Bestätigung der Eingangshypothese, nämlich dass tatsächlich kein signifikanter Unterschied in der Hörschwellenbestimmung zwischen St- und ZG-BERA besteht, unabhängig welcher Diagnosegruppe der Proband angehört. Dies ist Grundlage für die gleichberechtigte Anwendbarkeit beider Verfahren im klinischen Alltag. Verglichen mit den anderen erwähnten Verfahren mit erhöhter

Repetitionsrate fällt auf:

Lasky et al. mutmaßten 1992 in Ihrer Studie an Neugeborenen mit der „maximum length sequence technique“, dass diese Hörschwellen über denen der konventionellen BERA liegen [28]. 1998 bestätigten dies Leung et al. mit Messungen mit 300 Klicks/s und empfehlen eine Verwendung dieser Methode nur zu Screening-Zwecken und nicht zur exakten Hörschwellenbestimmung [30]. Im Gegensatz dazu beschreiben Mitchell et al. in Ihren Untersuchungen mit „tone-bursts“ keine signifikanten Unterschiede zur konventionellen BERA (St-BERA) in Tierversuchen an Mäusen [32]. Auch Hamill et al. fanden im Hörschwellenvergleich zwischen der konventionellen BERA und der „chained stimuli“ Methode keinen signifikanten Unterschied bei der Messung von 13 normalhörenden Probanden [16,17]. Diese Studien wurden jedoch nicht an Patienten mit unterschiedlichen Hördefiziten wie in dieser Arbeit durchgeführt, so dass die qualitative Überprüfung der Aussagen am Patienten noch aussteht.

In 8 Messungen kamen ZG- und St-BERA zu nicht signifikant abweichenden Ergebnissen. Diese wurden in einer sog. multiplen Regressionsanalyse genauer untersucht. Hier zeigt sich, dass unabhängig von der Diagnosezugehörigkeit eine altersabhängige Beziehung zwischen den Hörschwellen beider BERA-Messverfahren besteht. Das Ergebnis der St-BERA müsste demnach um den Faktor 0,125 pro Lebensjahr nach oben korrigiert werden, um den genauen ZG-Wert zu errechnen. Diese Erkenntnis könnte mit der schnelleren Reizfolge der ZG-BERA und der verlängerten Erholungszeit des älteren Gehörs zusammenhängen. Zukünftige Studien und die klinische Praxis könnten hier weitere Aufklärung bringen.

Abschließend zeigt sich in dieser Studie erstmals auch an Patienten mit Hördefiziten unterschiedlich starker Ausprägung und Ursprungs kein signifikanter Unterschied in der Hörschwellenbestimmung zwischen konventioneller BERA (St-BERA) und der Messung mit erhöhter Repetitionsrate (ZG-BERA). Dadurch kann die ZG-BERA nicht nur zum Screening, sondern auch zur schnellen und exakten Bestimmung der Hörschwellen am Patienten herangezogen werden.

9.2 Vergleich zwischen beiden BERA-Messmethoden und der Tonaudiometrie

Nach Darlegung der Unterschiede und Gemeinsamkeiten von ZG- und St-BERA werden nun beide Verfahren mit der Tonaudiometrie verglichen.

9.2.1 Hörschwellenvergleich BERA und Tonaudiometrie, Ergebnis

Die Angaben der Hörschwellen der Tonaudiometrie beziehen sich in dieser Studie immer auf die Mittelwerte der Luftleitungshörschwelle zwischen 1 und 4 kHz. Der Spearman'sche Rangkorrelationskoeffizient ρ beträgt diagnoseunabhängig im Vergleich ZG-BERA zur Tonaudiometrie 0,87 (völlige Übereinstimmung der Methoden bei $\rho = 1$) und im Vergleich St-BERA zur Tonaudiometrie 0,88. Im Test auf Gleichheit der beiden Koeffizienten zeigt sich kein signifikanter Unterschied (p aus OLKIN-Test = 0,67). Beide BERA-Verfahren korrelieren somit gleich gut mit der Tonaudiometrie.

9.2.2 Hörschwellenvergleich BERA und Tonaudiometrie, Diskussion

Dieser Vergleich ist der wichtigste Faktor, um die Güte und Reproduzierbarkeit der BERA-Messungen und speziell der ZG-BERA beurteilen zu können. Zunächst fällt auf, dass ZG- und St-BERA nahezu identische Rangkorrelationskoeffizienten und damit gleich gute Korrelation zum Messergebnis der Tonaudiometrie besitzen. Weiterhin besteht kein signifikanter Unterschied in der Hörschwellenbestimmung zwischen BERA und Tonaudiometrie. Hoth und Lenarz postulieren eine Differenz zwischen BERA-Hörschwellen (gemeint ist hier die St-BERA) und Tonaudiometrie-Hörschwellen von 15 bzw. 19 dB (die ungeraden Zahlen sind durch die Mittelwertbildung der tonaudiometrisch ermittelten Hörschwellen zwischen 1 und 4 kHz entstanden) mit einer Streuung bis zu 40 dB bei Normalhörenden [21]. In unserer Studie betragen die Differenzen nie mehr als 23 dB, wobei 19 der 20 normalhörenden Probanden in beiden BERA-Messverfahren Unterschiede aufzeigen, die kleiner als 17 dB sind. Des weiteren beschreiben Hoth und Lenarz eine Zunahme der Hörschwellendifferenz bei Patienten

mit sensorineuralen Hörstörungen mit steigendem Hörverlust von bis zu 40 dB bei тонаудиометришесн Hörснwellen im Bereich von 60 dB zu Ungunsten der BERA-Messungen [21]. Auch in dieser Diagnosegruppe können die Grenzen in der vorliegenden Studie wesentlich enger gesetzt werden. Bei тонаудиометришесн Hörснwellen von bis zu 72 dB im Mittel, treten keine größeren Differenzen als 26 dB auf, wobei in diesem Fall St- und ZG-BERA die gleichen Hörснwellen ergaben. Die größte Differenz zwischen BERA und Tонаудиометрия wurde in der Gruppe der Patienten mit Schallleitungsschwerhörigkeit mit 29 dB bei Ergebnisgleichheit von ZG- und St-BERA gemessen. Zusammenfassend lassen sich also die Ergebnisse von Hoth und Lenarz nicht nur bestätigen, sondern sogar präzisieren, was für die Güte der vorliegenden St-BERA, aber vor allem auch der ZG-BERA Messungen spricht. Eine Verkleinerung der vorhandenen Differenzen wäre wahrscheinlich durch kleinere Abstufung der BERA-Reizpegel (z.B. 5 dB-Stufen wie in der verwendeten Tонаудиометрия) insbesondere in der Gruppe der Normalhörenden möglich. Dies hätte jedoch den Nachteil der längeren Messdauer und der damit verbundenen Möglichkeit der größeren Artefakteinstreuung zur Folge. Außerdem würde dann ein großer Vorteil der BERA-Messungen, nämlich die Zeitersparnis aufgegeben. Unumstritten wird letztlich immer die Frequenzspezifität in der тонаудиометришесн Hörснwellenermittlung bleiben, die in den BERA-Messungen deutlich eingeschränkt ist.

Im Gegensatz dazu liegen die Vorteile der BERA-Messung in der Vigilanzunabhängigkeit und objektiven, schnelleren Bestimmung der Hörснwellen. Dies bedeutet, dass im klinischen Alltag weiterhin je nach Fragestellung und Begleitumständen (Vigilanz, Nebenerkrankungen, Zeitaufwand) entschieden werden muss, welches Verfahren zur Anwendung kommt. Abschließend sei jedoch nochmals darauf hingewiesen, dass kein signifikanter Unterschied zwischen Tонаудиометрия und beiden BERA-Messverfahren in der reinen Hörснwellenbestimmung im Frequenzbereich zwischen 1 und 4 kHz besteht, und dass aufgrund der gegebenen Zeitersparnis die Benutzung der ZG-BERA in der Klinik in der reinen Schwellenermittlung den Vorzug erhalten sollte. Inwieweit diese Art der Hörснwellenermittlung bereits im Neugeborenencreening erfolgreich angewendet wird, zeigt sich mit der Verwendung des BERАphons® [39].

10. Zusammenfassung

Die vorliegende Dissertation sollte die Fragen beantworten, ob ein signifikanter Unterschied in der Hörschwellenermittlung zwischen ZG- und St-BERA besteht und wie gut beide Messverfahren mit Tonaudiometrie korrelieren.

Die BERA-Messungen wurden mit dem WESTRA ERA Q/S-02 an 40 Probanden durchgeführt, die zuvor je nach Tonaudiogramm in Patientengruppen mit Innenohr- (11 Patienten) oder Schalleitungsschwerhörigkeit (9 Patienten) und in eine Gruppe Normalhörender (20 Probanden) eingeteilt worden waren.

Die Messungen ergaben in allen Diagnosegruppen keine signifikante Verschiedenheit der mit ZG- und St-BERA gemessenen Hörschwellen und eine für beide Verfahren gleich gute Korrelation zu den psychoakustisch in der Tonaudiometrie ermittelten Hörschwellen (Mittelwerte der Luftleitung zwischen 1 und 4 kHz).

Weiterhin ließ sich die Zeitersparnis der reinen Messdauer, die durch die Verwendung der ZG-BERA erreicht wird, deutlich herausstellen, was unter anderem auch eine eventuelle Sedierung oder Narkose bei Kleinkindern verkürzen könnte.

Zusätzlich wies die ZG-BERA einen höheren mittleren Schwankungsbereich auf, der unabhängig von der Diagnosestellung in allen 3 Probandengruppen in gleicher Weise auftrat und zu keiner signifikanten Veränderung der Hörschwellenbestimmung führte.

Die Auswertung der Latenz der Welle V bei 80 dB nHL ergab die in ähnlichen Studien beschriebenen Ergebnisse der Geschlechtsabhängigkeit (Frauen besitzen in beiden Messmethoden die kürzere Latenz) und des Adaptationszeitgangs des Ohres bei Folgefrequenzen von über 100 Klicks pro Sekunde (Latenzverlängerung in der ZG-BERA).

Auch die statistische Auswertung des Auftretens von Muskelartefakten bzw. „PAM

responses“ zeigte, dass diese die reine Hörschwellenermittlung nicht signifikant beeinflussen, unabhängig davon, ob sie nur in den lauten Pegeln (ab 60 dB) auftreten oder bis zur Hörschwelle vorhanden sind und bestätigten die in der Literatur bekannten Ergebnisse nun auch für die ZG-BERA mit der höheren Repetitionsrate.

Beide BERA-Verfahren können bei gleich guter Korrelation mit der Tonaudiometrie in der Hörschwelendiagnostik gleichberechtigt verwendet werden, wobei je nach Situation und Zweck die Anwendung der zeitsparenden ZG-BERA oder die in diagnostischer Hinsicht aussagekräftigere St-BERA angewendet werden kann.

11. Literaturverzeichnis

1. Becker W , Naumann H, Pfaltz C (1989) Hals - Nasen - Ohren - Heilkunde, 4.Auflage, Thieme, Stuttgart, S.1-60 und S. 566-569
2. Berendes I , Link R , Zöllner F (1977) Hals - Nasen - Ohren - Heilkunde, Bd.III \ 3, 2.Auflage, Thieme, Stuttgart
3. Böhme G , Welzl - Müller K (1988) Audiometrie: Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter, 2.Auflage, Verlag Hans Huber, Bern, S.11-140, S.175-203, S.211ff
4. David E , Finkenzeller P , Kallert S , Keides W (1969) Akustischen Reizen zugeordnete Gleichspannungsänderungen am intakten Schädel des Menschen. Pflügers Arch. 309: 362 – 367
5. Don M , Allen A , Starr A (1977) Effect of click rate on the latency of auditory brainstem responses in humans. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 86: 186 – 195
6. Doyle K , Burggraaff B , Fujikawa S , Kim J , MacArthur C (1997) Neonatal hearing screening with otoscopy, auditory brain stem response and otoacoustic emissions. Otolaryngol. Head Neck Surg. 116(6 Pt 1): 597-603
7. Feldmann H (1960) Die geschichtliche Entwicklung der Hörprüfungsmethoden, Thieme, Stuttgart
8. Feneis H (1992) Anatomisches Bildwörterbuch, 7. Auflage, Thieme, Stuttgart, S. 370 - 389
9. Finkenzeller P (1969) Die Mittelung von Reaktionspotentialen. Kybernetik 6: 22 - 44
10. Finkenzeller P (1994) Zeitgang-BERA: Der schnelle Stufenreiz zur Schwellenbestimmung. Aktuelle phoniatisch-pädaudiologische Aspekte, Berlin
11. Finkenzeller P (1993) „Zeitgang – BERA“ zur Bestimmung des Adaptionszeitgangs des Ohres. Arch. ORL, Suppl. II: 51-52
12. Frick H, Leonhardt H, Starck D (1992) Spezielle Anatomie, Bd.II, 4. Auflage, Thieme, Stuttgart, S.413-430 und S.577
13. Geigy I (1968) Documenta Geigy, Wissenschaftliche Tabellen, 7. Auflage, Geigy, Basel, S.85 ff

14. Gerull G, Janssen Th, Mrowinski D, Thoma I (1985) Latenzverhalten früher akustisch evozierter Potentiale bei Innenohrschwerhörigkeit. *Laryng. Rhinol. Otol.* 64: 162 - 168
15. Gray H (1973) *Gray's Anatomy*, Running Press, 29. Auflage, Philadelphia, S.848-867
16. Hamill T, Hussung R (1991): Rapid Threshold Estimation using the "Chained - Stimuli" Technique for Auditory Brain Stem Response Measurement. *Ear and Hearing* Vol. 12 , No.4: 229-234
17. Hamill T, Yanez I, Collier C, Lionbarger J (1992) Threshold estimation using the "chained stimuli" auditory brain stem response technique. *Ear and Hearing* Vol.13, No.3: 165-72
18. Hecox K, Galambos R (1974) Brainstem auditory evoked responses in human infants and adults. *Arch. Otolaryngol.* 99: 30 - 33
19. Hoke M, Kauffmann G, Bappert E (1980) Cochlear and brainstem evoked response audiometry and electrical stimulation of the VIII th. Nerve. *Scandinavian audiology, Supp.II*
20. Honert Van Den C, Stypolkowski P (1986) Characterisation of the electrically evoked auditory brainstem response (ABR) in cats and humans. *Hearing Research* 21: 109 - 126
21. Hoth S, Lenarz Th (1994) *Elektrische Reaktionsaudiometrie*, 1. Auflage, Springer, Berlin
22. Jewett D, Romano M, Williston I (1970) Human auditory evoked potentials: Possible brainstem components detected on the scalp. *Science* 167: 1517 - 1518
23. Jewett D, Williston I (1971) Auditory evoked far-fields averaged from the scalp of humans. *Brain* 94: 681 - 696
24. Junqueira L, Carneiro I (1991) *Histologie*, 3. Auflage, Springer, Berlin, S.681 - 692
25. Kahle W, Leonhardt H, Platzer W. (1991) *Taschenatlas der Anatomie, Band III: Nervensystem und Sinnesorgane*, 6. Auflage, Thieme, Stuttgart, S. 338 – 359
26. Lasky R, Maier M, Hecox K (1995) A comparison of binaural interactions using traditional and maximum length sequence evoked response paradigms. *Ear and Hearing* 16(4): 354-60

27. Lasky R, Shi Y, Hecox K (1993) Binaural maximum length sequence auditory-evoked brain-stem responses in human adults. *J. Acoust. Soc. Am.* 93 (4 Pt 1): 2077-87
28. Lasky R, Perlman J, Hecox K (1992) Maximum Length Sequence Auditory Evoked Brainstem Responses in Human Newborns and Adults. *J. Am. Acad. Audiol.* 3: 383-389
29. Lenhardt E (1996) *Praxis der Audiometrie*, 7. Auflage, Thieme, Stuttgart, S. 251 - 289 und 313 – 319
30. Leung S, Slaven A, Thornton A, Brickley G (1998) The use of high stimulus rate auditory brainstem responses in the estimation of hearing threshold. *Hear Res.* 123: 201-205
31. Maurer K, Leitner H, Schäfer E (1982) *Akustisch evozierte Potentiale (AEP)*, 1. Auflage, Enke, Stuttgart
32. Mitchell C, Kempton J, Creedon T, Trune D (1996) Rapid acquisition of auditory brainstem responses with multiple frequency and intensity tone-bursts. *Hear Res.* 99(1-2): 38-46
33. O'Beirne G, Patuzzi R (1999) Basic properties of the sound-evoked post-auricular muscle response (PAMR), *Hear Res.* 138(1-2): 115-32
34. Poeck K (1994) *Neurologie*, 9. Auflage, Springer, Berlin, S. 38-47
35. Pratt H, Sohmer H (1978) Comparison of hearing threshold determined by auditory pathway electric responses and by behavioral responses. *Audiology* 17: 285 - 292
36. Rohen I, Yokochi C (1993) *Anatomie des Menschen*, 3. Auflage, Schattauer, Stuttgart, S. 118 - 126
37. Savic L, Milosevic D, Komazec Z (1999) Diagnosis of hearing disorders in children with early evoked auditory brainstem potentials. *Med. Pregl.* 52(3-5):146-50
38. Scherg M (1991) *Akustisch evozierte Potentiale*, 1. Auflage, Kohlhammer, Stuttgart
39. Shehata-Dieler W, Dieler R, Keim R, Finkenzeller P, Dietl J, Helms J (2000) Universelle Hörscreening-Untersuchungen bei Neugeborenen mit dem BERaphon®. *Laryngorhinootologie* 79(2): 69-76

40. Silbernagel S, Despopoulos A (1991) Taschenatlas der Physiologie, 4.Auflage, Thieme, Stuttgart, S. 316-323
41. Sohmer H, Feinmesser M (1967) Cochlear action potentials recorded from the external ear in man. *Ann. Otol., Rhinol. and Laryngol.* 76: 427 - 435
42. Spivak L (1998) Universal Newborn Hearing Screening, 1. Auflage, Thieme, Stuttgart, S. 51 ff. und 87 - 111
43. Stöhr M, Dichgans J (1982) Evozierte Potentiale SEP-VEP-AEP, Springer, Berlin
44. Thornton A, Coleman M (1975) The adaptation of cochlear and brainstem auditory evoked potentials in humans. *EEG and Clin. Neurophysiol.* 39: 399 - 406
45. Westra Electronic GmbH: Bedienungsanleitung Westra ERA Q/S - 02, Welden - Augsburg
46. Weber B, Folsom R (1995) Brainstem wave V latencies to tone pip stimuli. *J. Am. Audiology Soc.* 2: 182 - 184
47. Weber B., Roush P (1995) Use of maximum length sequence analysis in newborn hearing testing. *J. Am. Acad. Audiol.* 6(2): 187-90

Danksagung

Ich danke allen, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben. Besonderer Dank gilt Frau Dr. Shehata-Dieler, Herrn R. Keim, allen Mitarbeitern der Hals-Nasen-Ohrenklinik der Universität Würzburg, die mich jederzeit unterstützt haben.

Ebenso danke ich meinen Eltern, die mir den schulischen und beruflichen Werdegang ermöglicht haben und Familie E. Hock, die mich während der ganzen schulischen und studentischen Zeit motivierend begleitet haben.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Marco Bergmann
Anschrift: Friedrich-Naumann-Str.16
72762 Reutlingen

geboren am: 09.10.1971 in Wasserlos

Familienstand: ledig

Schulbildung:

Sept. 1978 – Juli 1982
Sept. 1982 – Juli 1991

Grundschule Mömbris
Hanns-Seidel-Gymnasium Hösbach
Abschluss: Abitur

Wehrdienst:

Okt. 1991 – Okt. 1992

Grundwehrdienst in der Balthasar-Neumann-Kaserne

Studium:

Mai 1993 – Nov. 1999

März 1995
März 1996
Sept. 1998
Nov. 1999

Medizinstudium an der Bayer. Julius-Maximilians-Universität Würzburg
Vorärztliche Prüfung
1. Staatsexamen
2. Staatsexamen
3. Staatsexamen

Praktisches Jahr:

Okt.1998 – Sept. 1999

Thurgauisches Kantonsspital Münsterlingen/Schweiz
(Chirurgie),
Klinikum Aschaffenburg (Neurologie),
Landkrankenhaus Coburg (Innere Medizin)

Beruflicher Werdegang:

Jan. 2000 – Juni 2001

Arzt im Praktikum, Medizinische Klinik des Klinikum
am Steinenberg, Reutlingen

seit Juli 2001

Assistenzarzt, Medizinische Klinik des Klinikum am
Steinenberg, Reutlingen