

Reflexschwellenunterschiede in Abhängigkeit cochleärer Schädigung

Matthias Müller-Wehlau, Manfred Mauermann und Birger Kollmeier

Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, AG Medizinische Physik



Zusammenfassung

Es konnte gezeigt werden, dass die Stapediusreflexschwelle unter Verwendung der Niedrigpegel-Reflexaudiometrie (NPRO, Neumann et al., 1996) für verschiedene, speziell generierte Stimuli deutliche Unterschiede zwischen normalhörenden und Probanden mit flachem Hörverlust (ca. 50 dB) aufweist (Müller-Wehlau et al., 2004). Zur Stimulation wurden Tonkomplexe mit identischen Leistungsspektren verwendet, die aber unterschiedlicher Phasencharakteristik aufweisen: (a) Tonkomplexe mit chirp-artigen Zeitsignal, die analog zu den von Dau et al. (2000) verwendeten Chirps bei ABR-Messungen eine Kompensation der Basilmembrandispersion bewirken (BMTK), (b) deren zeitlich invertierte Form (iBMTK) und (c) Stimuli mit zufälliger Phase der enthaltenen Frequenz-komponenten (rTK).

Zwischen normal- und schwerhörenden Probanden ergeben sich für die Stapediusreflexschwellen drei charakteristische Unterschiede: (i) Normalhörende zeigen eine deutliche Differenz der Reflexschwelle zwischen iBMTK und BMTK (ca. 16 dB) die sich bei Schwerhörenden auf ca. 6 dB reduziert (ii) einen deutlichen Abfall der Reflexschwelle für iBMTK-Stimuli in Abhängigkeit von der Anzahl der im Tonkomplex enthaltenen Frequenzkomponenten bei Normalhörenden, der bei Hörgeschädigten so nicht zu beobachten ist und (iii) eine Reflexschwelle für die rTK-Stimuli, die bei normalhörenden Probanden im Bereich der BMTK-Schwellen liegt während sie bei schwerhörenden Versuchspersonen signifikant höher ist. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchspersonen-gruppen reflektieren den Einfluss der cochleären Schädigung auf die Reflexschwellen. Ziel der vorliegenden Studie ist es zu untersuchen in welchem Umfang sich verschiedene Hörverluste in den charakteristischen Unterschieden widerspiegelt. Dazu wurden Stapediusreflexmessungen mit BMTK, iBMTK und rTK Probanden mit unterschiedlich ausgeprägten Hörverlust durchgeführt.

Einleitung

Die den Messungen zugrunde liegende Idee war es, durch Kompensation der frequenzabhängigen Laufzeitunterschiede auf der Basilmembran (BM) eine maximale zeitliche Synchronizität der Anregung auf neuronaler Ebene zu erreichen. Bei Messungen von Hirnstammpotentialen (ABR) zeigten Dau et al. [1] eine signifikant stärkere Ausprägung der Welle-V Amplituden bei Verwendung entsprechender Chirpsignale. Da der neuronale Reflexbogen des Stapediusreflexes wesentliche Quellen der Hirnstammpotentialen beinhaltet, wurde der Einfluss der neuronalen Synchronizität auf die Stapediusreflexschwellen (ART) untersucht.

Methode

Die Reflexschwellen wurden mit Hilfe der Niedrigpegel-Reflexaudiometrie (NPRO) ermittelt [2]. Bei dieser Methode werden zwei identische Stimulusblöcke von etwa 100ms Länge zur Auslösung und Detektion des Stapediusreflexes verwendet. Dabei führen kleine Änderungen der akustischen Eigenschaften des Mittelohres aufgrund der Auslösung des Stapediusreflexes zu Unterschieden zwischen der Aufzeichnung des Gehörgangssignals während des ersten und zweiten Stimulusblocks. Die Reflexauslösung wird anschließend durch Auswertung des als Residuum bezeichneten Differenzsignals erkannt. Dabei erfolgt die Detektion der Reflexauslösung durch Berechnung der Phasenkohärenz aufeinanderfolgender Stimulusdarbietungen da sich die Phasen der Signalkomponenten im Residuum mit der Reflexauslösung schnell stabilisieren [3,4]

Stimuli

Es wurden Reflexschwellen für drei unterschiedliche Stimulustypen bestimmt, die aufgrund des verwendeten Verfahrens zur Schwellendetektion als Tonkomplexe realisiert wurden. Bei den drei Stimulustypen entsprach der im folgenden als BMTK-Stimulus bezeichnete Tonkomplex unmittelbar dem bei Dau et al. [1] für ABR-Messungen verwendeten Chirp (BM-Chirp). Für diesen Tonkomplex wurde die Phase jeder Frequenzkomponente so gewählt, dass zum Zeitpunkt der Abbildung der entsprechenden Frequenz an der charakteristischen Stelle der Basilmembran die Phase den gleichen Wert aufwies wie die Instantfrequenz des entsprechenden BM-Chirps. Analog zu Dau et al. basierte die dafür notwendige Abschätzung der Ausbreitungsgeschwindigkeit auf dem von de Boer [5] vorgeschlagenen Cochlearmodell in Verbindung mit der von Greenwood [6] vorgestellten Frequenz-Orts-Transformation. Durch Überlagerung entsprechend berechneter Frequenzkomponenten mit einem Frequenzabstand, der der FFT-Grundfrequenz entspricht, ergibt sich für das Signal im Zeitbereich ein einzelner BM-Chirp mit flacher spektraler Einhüllenden. Eine Änderung des Frequenzabstandes der im Tonkomplex enthaltenen Komponenten um ganzzahlige Vielfache N der FFT-Grundfrequenz resultiert im Zeitbereich in eine entsprechende Anzahl N zunehmend überlappender BM-Chirps (s. Abb. 1). Vergleichende Messungen wurden mit einem zeitlich invertierten und

damit gegenphasigen (iBMTK) sowie mit einem zufallsphasigen Tonkomplex (rTK) durchgeführt.

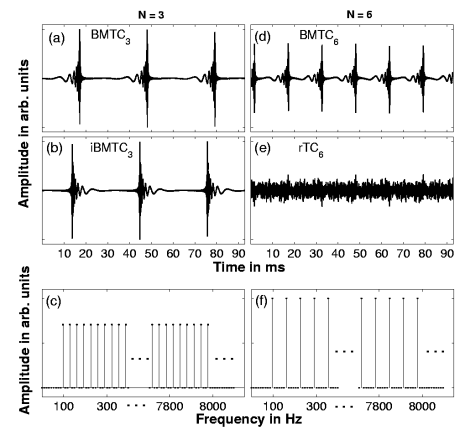


Abbildung 1: BMTK (a) und iBMTK-Stimulus (b) mit einem Frequenzabstand, der jeweils 3 mal der FFT-Grundfrequenz entspricht. Das in Fenster (c) dargestellte Leistungsspektrum ist für alle Stimuli mit diesem Frequenzabstand identisch. Bei Vergrößerung des Frequenzabstandes (f) ergibt sich für die Chirp-Signale (BMTK und iBMTK) eine zunehmende Anzahl sich überlagernder Chirps (d). Der zufallsphasige Stimulus rTK (e) weist das gleiche Leistungsspektrum auf (f), ist im Zeitbereich aber rauschartig.

Alle Stimuli bestanden aus zwei Stimulusblöcken von etwa 100 ms (4096 samples bei einer Samplingfrequenz von 44.1 kHz) Länge, die durch eine Pause von 50 ms separiert und durch 5 ms Hanning-Rampen geflankt waren. Die Tonkomplexe enthielten Frequenzkomponenten zwischen 100 und 8000 Hz, wobei die Frequenzen jeweils der Blocklänge von 4096 samples angepasst wurden.

Messungen

Versuchspersonen

- Acht normalhörende (NH) Versuchspersonen (5w, 3m, Alter zwischen 23 und 32)
- Sechs hörgeschädigte (SH) Versuchspersonen (4w, 2m, Alter zwischen 38 und 67), sieben Ohren gemessen
- Normale Mittelohrfunktion
- Mittlere Audiogramme s. Abb. 2.

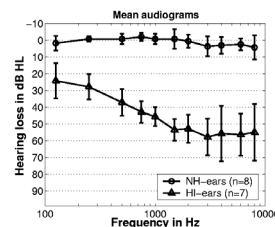


Abbildung 2: Mittlerer Hörverlust der beiden Versuchspersonengruppen.

Durchführung

- Eigenständiges Messprogramm im Rahmen der Oldenburger Messprogramme
- Ipsilateraler Messmodus
- N=3,4,5,6 und 7
- 16 Mittelungen je Stimuluspegel
- Stimuluspegel 60 -103 dB SPL im adaptiven Modus

Ergebnisse

Unsere Erwartungen an die Ergebnisse resultierten aus der unterschiedlichen neuronalen Synchronisation der verwendeten Stimuli. Dabei erwarteten wir

- niedrige Reflexschwellen für BMTK-Stimuli
- hohe Reflexschwellen für die zeitlich invertierten iBMTK-Stimuli
- mittlere Reflexschwellen für die zufallsphasigen rTK-Stimuli

Diese Erwartungen wurden nur für die schwerhörenden Versuchspersonen erfüllt.

Die Ergebnisse der normalhörenden Probanden unterschieden sich in mehreren Charakteristiken deutlich von den Ergebnissen der schwerhörenden Versuchspersonengruppe (s. Abb. 3):

- Normalhörende zeigen eine deutliche Differenz der Reflexschwelle zwischen iBMTK und BMTK (ca. 16 dB) die sich bei Schwerhörenden auf ca. 6 dB reduziert
- die Reflexschwelle für iBMTK-Stimuli zeigt beim NH-Kollektiv eine deutliche Abhängigkeit von N, die bei den schwerhörenden Probanden so nicht zu beobachten ist

(iii) die Reflexschwelle für die rTK-Stimuli, liegt bei normalhörenden Probanden im Bereich der BMTC-Schwellen während sie bei schwerhörnden Versuchspersonen signifikant höher ist.

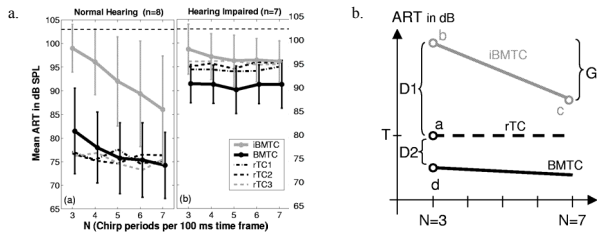


Abbildung 3: a: Mittlere Reflexschwellen für normalhörende (links) und schwerhörnde Probanden (rechts). b: Abbildung 4: Erläuterung der zu untersuchenden Parameter für die Reflexschwellenmessung. D1: Reflexschwellenabstand zwischen iBMTK und rTK bei N=3. D2: Reflexschwellenabstand zwischen rTK und BMTC bei N=3. T: absolute Reflexschwelle für den rTK-Stimulus G: Abfall der Reflexschwelle für den iBMTK-Stimulus über N zwischen N=3 und N=7.

Die unterschiedlichen Ergebnisse lassen sich durch den Einfluss einer schnellwirkenden Kompressivität der peripheren Verarbeitung erklären wodurch zeitlich flache Stimuli zu niedrigeren Reflexschwellen führen [7]. Da sich die Unterschiede der Ergebnisse mit dem Verlust an Kompression in Beziehung setzen lassen, sollte nun in einer folgenden Studie der Einfluss von Stärke und Ausprägung der Hörschädigung auf ausgewählte charakteristischen Eigenschaften der Reflexmessung untersucht werden. Ausgehend von den bisherigen Ergebnissen boten sich vier Parameter zur Untersuchung an (s. Abb. 3 b): die absolute Reflexschwelle für den zufallsphasigen rTK-Stimulus (T), der Reflexschwellenabfall über N zwischen iBMTK_{N=3} und iBMTK_{N=7} (G), der Reflexschwellenunterschied zwischen iBMTK_{N=3} und rTK_{N=3} (D1) und der Reflexschwellenunterschied zwischen rTK_{N=3} und BMTC_{N=3} (D2). Bei den beiden sehr homogenen Versuchspersonengruppen ermöglichen diese Parameter eine deutliche Unterscheidung zwischen Normal- und Schwerhörnden (Tabelle 1).

VP	Normalhörende				Schwerhörnde				
	D1 (dB)	D1 (dB)	D2 (dB)	T (dB)	VP	D1 (dB)	D2 (dB)	D3 (dB)	T (dB)
NJ	23	-4	16	68	FR	0	4	2	91
MM	34	-7	32	67	BU	3	13	-1	100
OM	26	-4	12	78	FD	2	5	-3	92
SA	21	1	14	73	FW	20	-2	7	94
JJ	18	-4	-	86	WW	-1	8	2	97
KA	18	-11	16	86	LP L	8	2	7	94
BS	16	-1	14	82	LP R	4	2	4	99
LA	22	9	10	74					

**Messung (2)
Versuchspersonen**

- 24 Probanden (17w, 7m, Alter zwischen 16 und 73)
- 34 Ohren insgesamt (Audiogramme s. Abb. 4)

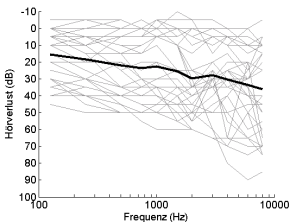


Abbildung 4: Audiogramme der Versuchspersonen. Die schwarze Linie stellt das mittlere Audiogramm über alle Versuchspersonen dar.

Durchführung

- BMTC, iBMTK und rTK-Stimuli mit jeweils N=3 und N=7
- 16 Mittelungen je Stimuluspegel
- Stimuluspegel 60 -103 dB SPL im adaptiven Modus

Ergebnisse

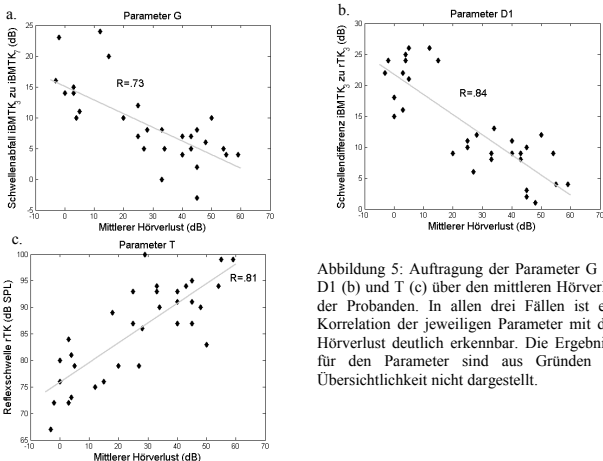


Abbildung 5: Auftragung der Parameter G (a), D1 (b) und T (c) über den mittleren Hörverlust der Probanden. In allen drei Fällen ist eine Korrelation der jeweiligen Parameter mit dem Hörverlust deutlich erkennbar. Die Ergebnisse für den Parameter sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Abb. 5 zeigt die Ergebnisse dieser zweiten Messung. Es ist eine deutliche Korrelation zwischen dem mittleren Hörverlust (bei 500, 1000, 2000 und 4000

Hz) und den drei dargestellten Parametern erkennbar. Um den Einfluss der Ausprägung des Hörverlustes für die unterschiedlichen Parameter zu untersuchen, sind in Abb. 6 die rTK-Reflexschwellen (Parameter T) für zwei Probanden mit ausgeprägten Hochtonverlust und einem Probanden mit Tieftonhörverlust hervorgehoben. Es fällt auf, dass bei einer Auftragung des Parameters T über den mittleren Hörverlust (Abb. 6 (a)) die Probanden einen kleineren Hörverlust aufweisen als Ihre Reflexschwellen suggerieren. Bei einer Auftragung über den mittleren Hörverlust im tieffrequenten Bereich (125-1000 Hz) wird dies noch deutlicher. Trägt man hingegen den Parameter T über den mittleren Hörverlust im hochfrequenten Bereich (1500 - 8000 Hz) auf, entspricht die Anordnung der Hörverluste den resultierenden Reflexschwellen. Dies deutet darauf hin, dass die Reflexschwelle für den zufallsphasigen Stimulus wesentlich durch hochfrequente Signalanteile mitbestimmt wird.

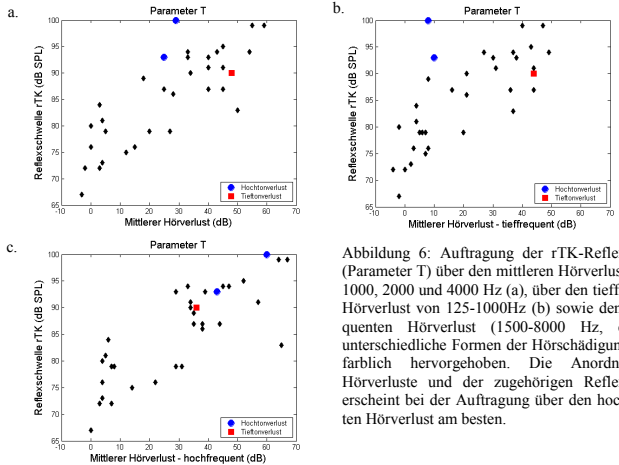


Abbildung 6: Auftragung der rTK-Reflexschwelle (Parameter T) über den mittleren Hörverlust bei 500, 1000, 2000 und 4000 Hz (a), über den tieffrequenten Hörverlust von 125-1000Hz (b) sowie den hochfrequenten Hörverlust (1500-8000 Hz, c). Zwei unterschiedliche Formen der Hörschädigung wurden farblich hervorgehoben. Die Anordnung der Hörverluste und der zugehörigen Reflexschwelle erscheint bei der Auftragung über den hochfrequenten Hörverlust am besten.

Ein ähnliches Bild ergibt sich für den Parameter D1, nur zeigt sich hier, dass dieser Parameter wesentlich durch den Hörverlust im tieffrequenten Bereich beeinflusst wird (Abb. 7).

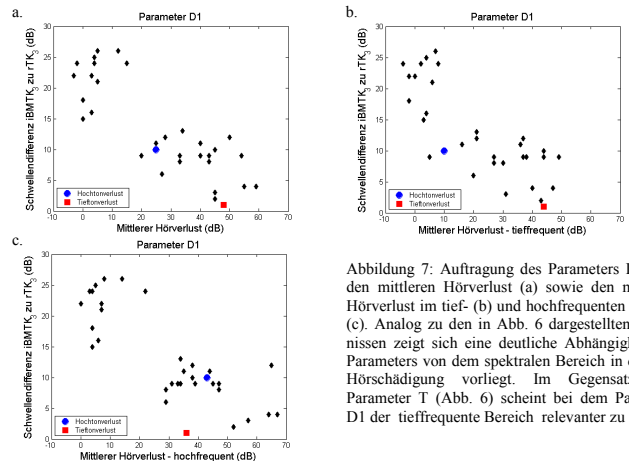


Abbildung 7: Auftragung des Parameters D1 über den mittleren Hörverlust (a) über den mittleren Hörverlust im tief- (b) und hochfrequenten Bereich (c). Analog zu den in Abb. 6 dargestellten Ergebnissen zeigt sich eine deutliche Abhängigkeit des Parameters von dem spektralen Bereich in dem die Hörschädigung vorliegt. Im Gegensatz zum Parameter T (Abb. 6) scheint bei dem Parameter D1 der tieffrequente Bereich relevanter zu sein.

Zusammenfassung

- Ziel: Erkennung und Klassifikation cochleärer Hörschädigung durch Messung von Stapediusreflexschwellen.
- Es existiert ein Zusammenhang zwischen den Reflexschwellen geeigneter Stimuli und dem Hörverlust der Probanden.
- Die Abhängigkeit einzelner gemessener Parameter von der Art des Hörverlustes könnte eine frequenzspezifische Aussage über die Ausprägung des Hörverlustes ermöglichen
- Streuung der Ergebnisse über verschiedene Versuchspersonen erschweren aber im Einzelfall eine Aussage

Danksagung

Diese Studie wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützt (DFG Ko 942/11-3)

Literatur

- [1] Dau, T., O. Wegner, V. Mellert und B. Kollmeier (2000). „Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion.“ J. Acoustic. Soc. Am. **107**, 1530-1540.
- [2] Neumann, J., S. Uppenkamp und B. Kollmeier (1996). „Detection of the acoustic reflex below 80dB HL.“ Audiology and Neurootology **1**, 359-369.
- [3] Müller-Wehlau, M., M. Mauermann und B. Kollmeier (2002). „Auswertalgorithmen zur Niedrigpegel-Reflexaudiometrie“. Fortschritte der Akustik - DAGA 2002(Ed), 52-53.
- [4] Müller-Wehlau, M., M. Mauermann und B. Kollmeier (2003). „Stapediusreflexschwellen für Chirp-Signale, die die Basilar-membrandispersion kompensieren“. 7. Jahrestagung der DGA, Leipzig.
- [5] Boer, E. de. (1980). "Auditory physics. Physical principles in hearing theory I," Phys. Rep. **62**, 87-174
- [6] Greenwood, D. D. (1990). "A cochlear frequency position function for several species - 29 years later," J. Acoustic. Soc. Am. **87**, 2592-2605.
- [7] Müller-Wehlau, M., M. Mauermann, T. Dau und B. Kollmeier, „The effects of neural synchronization and peripheral compression on the acoustic-reflex threshold“, J. Acoustic. Soc. Am. (in Druck)