Emotionale Wirkungen lauter Bassklänge in der Popularmusik: Vestibularsystemanregung über Knochen- oder Luftschall?

Masterthesis

von

Harald Joachim Kern

[redacted]

Ausgabetermin:	xx.xx.2013
Abgabetermin:	xx.xx.2013
Erstgutachter:	Prof. Dr. Stefan Weinzierl
Betreuer und Zweiter Gutachter:	Dr. phil. Steffen Lepa M.A.

Fachgebiet Audiokommunikation
Institut für Sprache und Kommunikation
Fakultät I - Geisteswissenschaften
Technische Universität Berlin
Einsteinufer 17c
D-10587 Berlin

Eidesstattliche Erklärung

Die selbständige und eigenhändige Ausfertigung versichert an Eides statt

Berlin, den 15. November 2013

_____ Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**

2 Hintergrund und Forschungsstand **4**

3 Methode **9**

3.1 Versuchsaufbau 10

3.2 Stimulus 12

3.3 Versuchspersonen 16

3.4 Messprozedur 17

3.5 Auswertung 17

4 Messwerte **19**

4.1 VEMP 20

4.2 Erregung 23

4.3 Angenehmheit 24

4.4 HLW-AMP 25

5 Diskussion **26**

6 Zusammenfassung **33**

7 Ausblick **34**

A Geräte und Programme **36**

A.1 Geräte 36

A.2 Programme 37

B Matlab Algorithmus **38**

Literaturverzeichnis **40**

Kapitel 1

Einleitung

Die auditive Wahrnehmung dient in erster Linie der Verarbeitung von Kommunikationsprozessen und Erfassung von Gefahrensituationen. Allerdings bietet sie ebenfalls die Möglichkeit, mittels Musik Einfluss auf unser emotionales Erleben zu nehmen. Beispielhaft korreliert das Wahrnehmen von Musik, die dem persönlichem Geschmack entspricht, mit den Aktivitäten der emotions- und Belohnungszentren im Gehirn (Blood u. Zatorre, 2001). Musikanteile mit hohen Pegeln im unteren Frequenzbereich ("Bass") üben auf den Hörer mitunter eine besondere emotionale Wirkung aus (Zeiner-Henriksen, 2010). Speziell innerhalb der elektronischen Tanzmusik (EDM) sind neben hohen Schalldruckpegeln auch die Verhältnisse von tiefen zu mittleren Frequenzanteilen besonders ausgeprägt.[1] Aufgrund der hohen Schalldruckpegel halten sich Teilnehmer von EDM Veranstaltungen in einer für ihr Gehör gesundheitsschädlichen Umgebung auf, um diese Art der Anregungen im tieffrequenten Bereich genießen zu können (McCown u. a., 1997). Bei solch hohen Schallintensitäten weitet sich der Einfluss des Schalls auf den taktilen (Tastsinn) und vestibularen (Gleichgewichtssinn) Bereich der menschlichen Wahrnehmung aus. Nach aktuellem Forschungsstand wird der vestibularen Anregung eine Schlüsselrolle sowohl in der auditorischen Verarbeitung von rhythmischen Prozessen (Trainor u. a., 2009), als auch in der Beeinflussung auf Bewegung zur Musik (Phillips-Silver u. Trainor, 2008) zugeschrieben. Über den Einfluss der Lauststärke einer Bassdrum auf das Tanzverhalten schreiben Van Dyck u. a. (2013, S. 349):

> „Als der Schalldruckpegel der Bassdrum zunahm, bewegten sich die Teilnehmer aktiver und zeigten eine höheren Grad an Synchronisation mit dem Tempo. Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Bedeutung der Bassdrum in der Tanzmusik nicht nur als stilistisches Element dient, sie hat sogar einen starken Einfluss auf das Tanzen selbst.“[2]

Todd u. Cody (2000) zeigen in psychophysiologischen Experimenten, dass mit der Anregung über Kopfhörer durch ein tieffrequentes Geräusch beim Überschreiten einer Lautstärkeschwelle eine Anregung des Vestibularapparats stattfindet. In der Überschreitung dieser Schwelle durch die dargebotenen, tieffrequenten Lautstärkepegel auf EDM Veranstaltungen sehen Todd u. Cody eine Erklärung für eine affektive Qualität tieffrequenter Musikanteile. Demnach fühlt sich der Musikhörende erst durch den lauten Bass buchstäblich "bewegt“ und strebt die Wiederholung dieses positiven Gefühls an, vergleichbar mit dem Trampolinspringen, Schaukeln oder einer Achterbahnfahrt.

[1] „[L]ive performance spectra requires at least a 10 dB differential between the mean midband energy level and that of the 50-100 Hz bands, that discotheque systems require 20 dB, and that for 'rave' music - anything up to 30 dB is cammon place“ (Dibble, 1995, S. 251–252).

[2] Eigene Übersetzung, im Original „Participants moved more actively and displayed a higher degree of tempo entrainment as the sound pressure level of the bass drum increased. These results indicate that the prominence of the bass drum in contemporary dance music serves not merely as a stylistic element; indeed, it has a strong influence on dancing itself.“

Allerdings werden im Versuch von Todd u. Cody Kopfhörer verwendet, was im Vergleich mit einer Lautsprecherstimulation zu einer verminderten Anregung des Innenohrbereichs über die Knochenleitung führt. Damit ergibt sich die Frage, inwiefern die Wahl des Wiedergabesystems einen Einfluss auf die vestibulare Anregung ausübt. Die vorliegende Forschungsarbeit untersucht einerseits den Einfluss der Schallübertragung über die Knochenleitung auf das Vestibularsystem, andererseits die emotionale Empfindung des Musikhörenden.
Zur Verdeutlichung der Unterschiede zwischen der Anregung über Knochen- und Luftleitung ist in Abb. 1.1 die neuronale Feuerrate im Vestibularsystem eines Meerschweinchens sowie die Beschleunigung des Schädels in 3 Dimensionen dargestellt; einmal für die Anregung über Knochenleitung, einmal über Luftleitung.

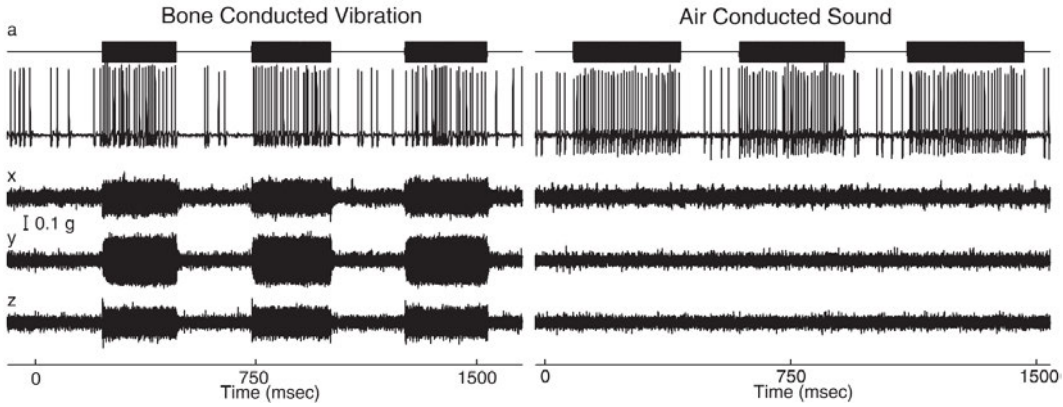

Abb. 1.1: Anregung und Feuerrate eines vestibulären Neurons (a) und Beschleunigung des Schädels (x,y,z) mittels Anregung über Luft- (Air Conducted Sound) bzw. Knochenleitung (Bone Conducted Vibration) bei einem Meerschweinchen (Curthoys u. a., 2011, S. 233)

Entgegen bisheriger Forschungsarbeiten wird in der vorliegenden Arbeit als Wiedergabesystem neben Kopfhörer auch eine Lautsprecheranlage verwendet, wodurch eine unterschiedlich starke Körperschallanregung bei pegelidentischer Luftschallanregung ermöglicht wird. Schalldruckpegel und Frequenzbereich der Wiedergabesysteme orientieren sich dabei möglichst nah am akustischen Vorbild der Darbietungen in Musikclubs. Als Stimulussignal wird eine 909 Bassdrum[3] verwendet, wie sie auf EDM Veranstaltungen üblich ist. 24 Versuchspersonen (VP) werden auf Anregung der Makulaorgane[4] sowie auf ihre emotionale Erregung [engl. arousal] und Angenehmheit [engl. pleasantness/valence] hin in beiden Wiedergabesituationen unter variierenden Schalldruckpegeln untersucht. Die quantitative Bewertung der Vestibularsystemsanregung wird mittels vestibulär evozierte myogene Potentiale (VEMPs) durchgeführt. Zur Potentialermittlung werden in dieser Forschungsarbeit neben den etablierten cervikalen vestibulär evozierten myogenen Potentialen (cVEMPs) auch die neueren okular vestibulär evozierten myogenen Potentiale (oVEMPs) verwendet.

Entsprechend geht diese Forschungsarbeit von folgenden Hypothesen aus:

- Bei Anregung über einen tieffrequenten musikalischen Stimulus eignen sich oVEMPs ebenso wie cVEMPs zur quantitativen Bewertung der vestibularen Anregung.(1)

- Ab einem bestimmten Schalldruckpegel ergibt sich eine stärkere Anregung des Vestibularsystems durch die Wiedergabe über Lautsprecher gegenüber der

[3] Der Name bezieht sich auf den Synthesizer der Firma Roland „TR-909“, dessen Drumsounds für EDM seit den 90ern Stilprägend ist. (Saffer, 2001)

[4] Rezeptorfelder im Vestibularsystem für die Erfassung von Linearbeschleunigung (Translation- und Gravitations-Ananlyse).

Kopfhörerstimulation.(2)

- Das Überschreiten der in Hypothese (2) beschriebenen Anregungsschwelle führt zu einer stärkeren emotionalen Anregung der VP.(3)

Das zweite Kapitel dieser Arbeit beinhaltet Informationen bezüglich der Vestibularogane, der Ermittlung der vestibularen Anregung sowie zum Stand der Forschung. Erläuterungen zur Methode der durchgeführten Experimente dieser Arbeit finden sich im dritten Kapitel. Das vierte Kapitel birgt die Messergebnisse, welche im fünften Kapitel diskutiert werden. Nach der Zusammenfassung der Ergebnisse im sechsten Kapitel folgt noch ein Ausblick auf mögliche weitere Forschungsaspekte im siebten Kapitel. Eine Auflistung der verwendeten Hard- und Software sowie der Quellcode des Hauptalgorithmus befinden sich im Anhang dieser Arbeit.

Kapitel 2

Hintergrund und Forschungsstand

Das Vestibularsystem ist Teil des Innenohres und befindet sich damit innerhalb des Felsenbeins. In seiner Funktion ist es in Bogengangs- und Makulaorgane unterteilt, wobei die drei Bogengänge zur Ermittlung der Drehbeschleunigung dienen. Als Statolithenorgan ist die Funktion der Makulaorgane die Erfassung von Linearbeschleunigung, wobei die Anregung des Sacculus in der Vertikal- und die des Utriculus in der Horizontalebene stattfindet. Im Gegensatz zu Säugetieren, deren auditive Wahrnehmung über die Cochlea (Hörschnecke) erfolgt, lassen sich die Otolithen (Ohrsteine) innerhalb des Vestibularorgans von niederen Wirbeltieren wie Fischen und Rochen sowohl dem Gleichewichts- als auch dem Hörsinn zuordnen (Lowenstein u. Roberts, 1951). Ebenso konnte eine Wahrnehmung akustischer Reize, z.B. bei Meerschweinchen, innerhalb des Sacculus nachgewiesen werden (Cazals u. a., 1983). Es besteht demnach nicht nur ein lokaler, sondern auch evolutionsbiologischer Zusammenhang zwischen Hör- und Gleichgewichtsorgan, welcher sich auch in der Interaktion beider Systeme in einem frühen Entwicklungsstadium des Nervensystems beim Menschen widerspiegelt (Phillips-Silver u. Trainor, 2005). Die Lage der vestibularen Rezeptoren ist in Abb. 2.1 schematisch dargestellt.

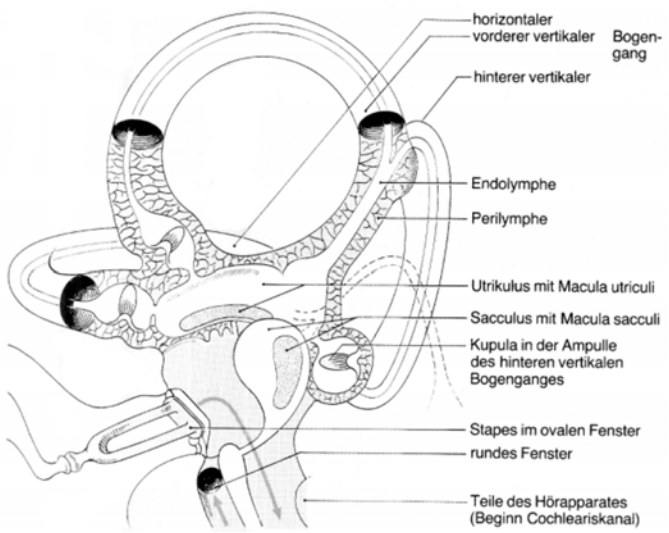

Abb. 2.1: Schematische Darstellung des Vestibularsystems (Naumann, 1994, S. 262).

Tullio (1929) beschreibt erstmals Gleichgewichtsstörungen und Augenbewegungen bei Tauben, die durch Schalleinwirkung hervorgerufen werden. In Anlehnung an Pietro Tullio wer-

den solche Symptome, welche oftmals durch Bogengangsdehiszenz oder Morbus Menière[1] verursacht werden, als Tullio-Phänomen bezeichnet. Aus Versuchen mit Ohrmodellen folgert Békésy (1935), dass die Anregung des vestibularen Systems durch Schall über Verwirbelungen der Perilymphflüssigkeit innerhalb der Cochlea ausgelöst wird. Er beobachtet dabei verschiedene Kopfbewegungen, z.B. synchron zur Schwebungsfrequenz des Stimulus. Als Schwelle zur Auslösung gibt Békésy einen Schalldruck von 114 dB SPL an.

Die Mittelwertbildung mittels elektronischer Datenverarbeitung ermöglicht Geisler u. a. (1958) erstmals die Untersuchung elektromyografischer (EMG) Aktivität. Die Aktivität der Muskeln im Kopfbereich wird an der Kopfschwarte mittes Stimulation durch Klickreize untersucht. Hier fallen Komponenten der EMG Antwort mit geringen Latenzen auf, die ihre Amplitude in Abhängigkeit des Stimuluspegels ändern. Ebenso hat die Position des Kopfes einen Einfluss auf die gemessenen Amplituden. Als Auslöser der Potentiale werden neuronale Entladungen der Hirnrinde (Kortex) vermutet. Infolgedessen ist es Bickford u. a. (1964) möglich, die myogene[2] Komponente aufzuzeigen. Die Veränderung in der Amplitude wird demnach nicht direkt von der Kopfposition beeinflusst, sondern von der Anspannung der Halsmuskulatur. Bickford u.a. gelingt es damit, den Kortex als Entstehungsort auszuschliessen. Sowohl Studien mit Patienten, deren audiovestibulares System beeinträchtigt ist, als auch die kurzen Latenzzeiten der Potentiale lassen Bickford u.a. den Ursprung der Potentialbildung im Vestibularsystem vermuten. In weiteren Forschungsarbeiten wurde die Aktivität der frühen Potentiale bei Gehörlosen jedoch nicht bei Morbus Menière Patienten gemessen, wodurch der vestibuläre Ursprung bestätigt wird (Townsend u. Cody, 1971; Colebatch u. a., 1994).

Bei VEMPs handelt es sich also um Muskelreflexe, die durch akustische Reize hervorgerufen werden und vom vestibularen System ausgehen (Basta u. Ernst, 2011). Dabei stehen mittlerweile mit den cVEMPs und den oVEMPs, zwei verschiedene Verfahren zu Verfügung.[3]

[1] Bezeichnung für ein Krankheitsbild, bei dem sowohl Drehschwindel, Tinitus als auch ein einseitiger Hörverlust auftritt.

[2] Myogene Potentiale repräsentieren eine Modulation der Muskelaktivität und benötigen im Gegensatz zu neuronalen Potentialen die Kontraktion des entsprechenden Muskels.

[3] Mit der Definition der oVEMPs von Todd u. a. (2007) werden cVEMPs in der Literatur immer seltener als VEMPs geführt. Der Term „VEMP" bezieht sich demnach in dieser Forschungsarbeit auf beide Erhebungsmethoden.

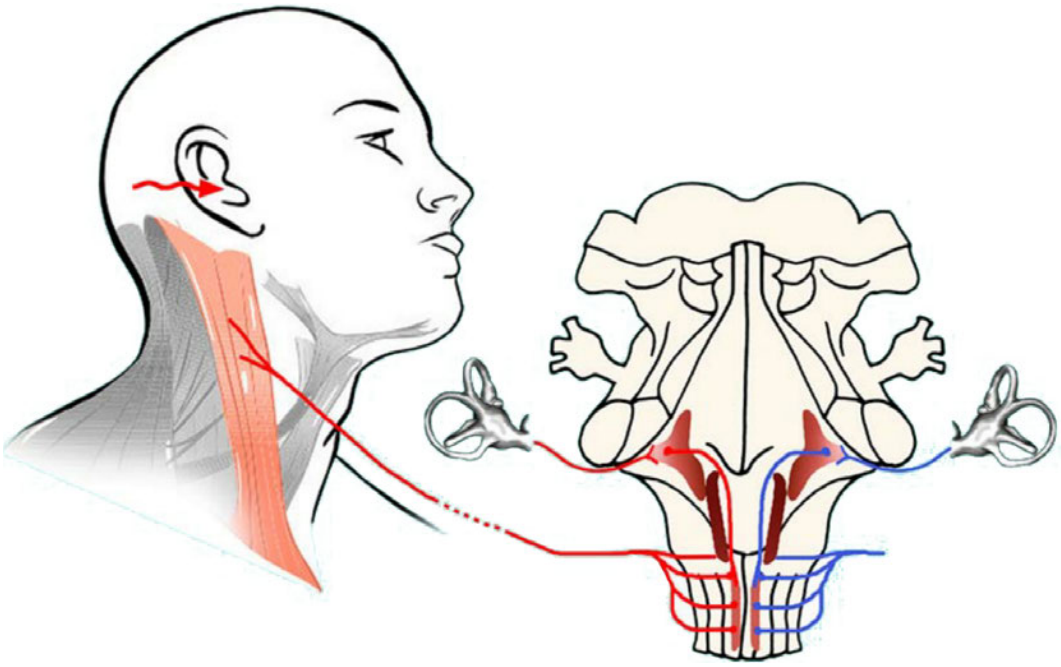

Abb. 2.2: Vestibulo-collarer Reflex (VCR) (Walther u. a., 2010, S. 1135).

Bei cVEMPs handelt es sich um die Messung einer kurzzeitigen Verminderung der Anspannung im Halsmuskelbereich, auch als vestibulo-collarer Reflex (VCR) bekannt.

Unter Luftschallanregung kann die Potentialänderung ipsilateral zur Anregungsseite am *musculus sternocleidomastoideus* (dt. großer Kopfwender) abgeleitet werden (Abb. 2.2). Aufgrund der Latenzzeit von 13 ms bzw. 23 ms wird der frühe Potentialwechsel bei cVEMP Messungen als p13-n23 bezeichnet. Die Frequenzabhängigkeit wird erstmals von Murofushi u. a. (1999) mittes Tonimpulsen anstelle von Klickreitzen untersucht. Dabei wird eine maximale Antwort bei einer Anregungsfrequenz von 500 Hz ermittelt. Darauf folgende Untersuchungen zeigen Maxima innerhalb der Tuningkurven von 300 Hz (Todd u. a., 2000) bis 1 kHz (Welgampola u. Colebatch, 2001). Bei direkter Anregung über die Knochenleitung ergeben sich Maxima zwischen 200 und 400 Hz (Sheykholeslami u. a., 2001).

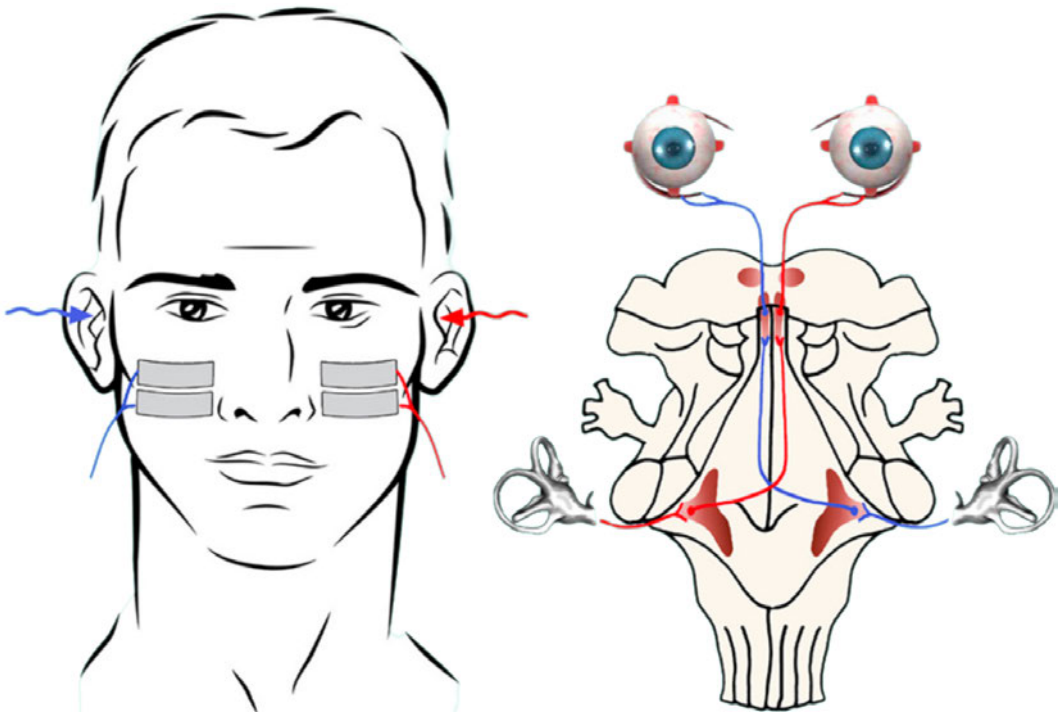

Abb. 2.3: Vestibulookulärer Reflex (VOR) (Walther u. a., 2010, S. 1136).

Zur Ermittlung der oVEMPs werden die Potentiale am *musculus obliquue superior* kontralateral zur Anregungsseite abgeleitet (Abb. 2.3). Bei Anregung mit Tonimpulsen zeichnet sich für den vestibulookulären Reflex (VOR) eine Verminderung der Anspannung bei 10 ms mit einem nachfolgenden Maximum bei 16 ms (n10-p16) ab. Sowohl cVEMPs als auch oVEMPs wurden wissenschaftlich im Bezug auf die Anregung über die Knochenleitung untersucht. Todd u. a. (2008) entdecken eine besonders niedrige Erregungsschwelle des VOR bei tiefen Frequenzen, welche die Hörschwelle unterschreiten. Hierbei wird der Kopf über den Mastoid mittels „mini-shaker“ in der Transversalebene angeregt.

Todd u. a. (2008) schreiben hierzu:

> „The very low thresholds we found are remarkable as they suggest that humans possess a frog- or fish-like sensory mechanism which appears to exceed the cochlea for detection of substrate-borne low-frequency vibration and which until now has not been properly recognised.“

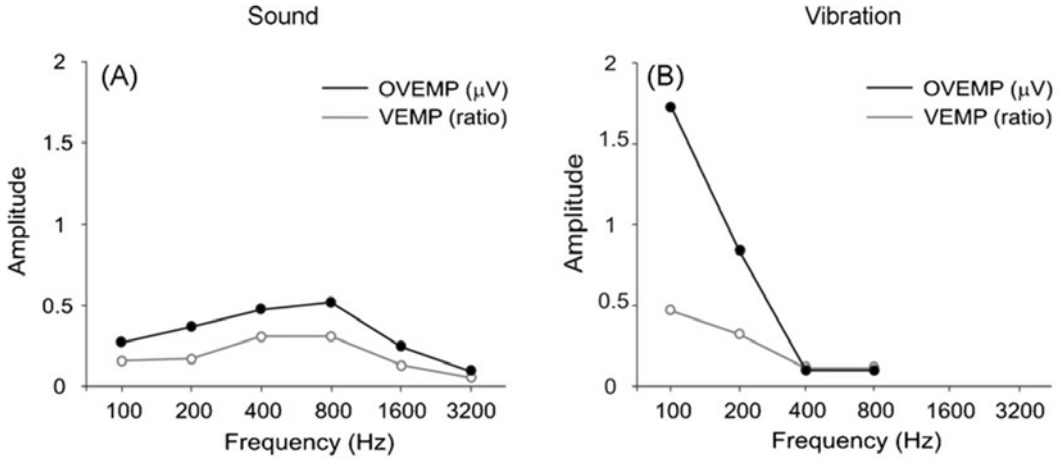

Abb. 2.4: VEMP Tuningkurven bei Luft- und Körperschallanregung (Todd u. a., 2009, S. 177).

In Abb. 2.4 sind die von Todd u. a. (2009) ermittelten Tuningkurven für cVEMPs und oVEMPs dargestellt (cVEMPs werden als VEMPs geführt). Wegen des stärkeren Anstiegs der Amplituden im VOR gegenüber dem VCR bei tieffrequenter Anregung über die Knochenleitung wird ein Bezug zum Utriculus hergestellt. Dessen Empfindlichkeitsbereich liegt in der Transmastoidebene, in der auch die Anregung stattfindet. Ebenso legen Berechnungen nahe, dass der Resonanzbereich des Utriculus im ermittelten optimalen Anregungsbereich von 100 Hz liegt (Todd u. a., 2009). Demnach eignen sich oVEMPs mitunter besser zur Anregungsanalyse des Gleichgewichtsystems bei tieffrequenter Schalleinwirkung als cVEMPs.
Untersuchungen von Todd u. Cody (2000) verwenden erstmals ein musikalisches Stimulussignal anstelle von Klicks und Tonebursts zur Messung von cVEMPs. Als Stimulus dient ein Geräusch, welches als „dumpfer Schlag“ beschrieben und über Kopfhörer wiedergegeben wird. Bei diesem Versuchsaufbau erzielen Todd u. Cody eine 50%ige Antwortwahrscheinlichkeit bei einer Stimuluspegel von 106 dB(A) mittels Kopfhörerstimulation.

Kapitel 3

Methode

Zur Untersuchung des Einflusses der Knochenleitung und der damit verbundenen vestibularen Anregung werden bei diesem Versuch zwei Wiedergabesysteme verwendet. Um die Anregung der Knochenleitung zu minimieren, wird ein Kopfhörer eingesetzt, der gegenüber dem möglichen Schalldruckpegel am Ohr eine geringere Schallintensität aufweist. In Experimenten mit dichotischen Akkorden zeigen Yund u. a. (1979) eine Differenz in der Anregung der Knochenleitung zwischen In-Ear und Muschelkopfhörern von fast 12 dB. Dies resultiert aus der schwingenden Masse, welche im Vergleich zu Muschelkopfhörern kleiner ist. Dadurch wird die Anregung der Knochenleitung minimiert.
In-Ear Kopfhörer eignen sich allerdings auch aufgrund des zu untersuchenden Frequenzbereichs. Mit dem Trommelfell sind In-Ear Kopfhörer nur über einen Teil des Volumens des Gehörgangs verbunden. Hierdurch wird der Druckkammereffekt[1] über einen größeren Frequenzbereich ausgenutzt als dies bei geschlossenen Muschelkopfhörern der Fall ist, da sich hier das gesamte Luftvolumen des Gehörgangs und der Pinna (Ohrmuschel) zwischen Kopfhörermembran und Trommelfell befindet.
Als weiteres Wiedergabesystem kommt eine Lautsprecheranlage mit acht Breitbandlautsprechern und einem Subwoofer zum Einsatz, von dem aufgrund der stärkeren Anregung der Knochenleitung auch eine stärkere vestibulare Anregung und emotionale Erregung erwartet wird.

Zur Analyse der emotionalen Wirkung lauter Bassklänge werden mehrere Datensätze erhoben. Die VPs unterziehen sich einer Reihe von cVEMP- und oVEMP-Messungen. Jede der beiden VEMP *Messarten* beinhaltet die Wiedergabe der Stimuli über beide *Wiedergabesysteme* in jeweils drei unterschiedlichen *Amplitudenstufen*. Demnach enthält dieser Versuch folgende drei unabhängigen Variablen:

- Messart (cVEMP/oVEMP)
- Wiedergabesystem (Lautsprecher/In-Ear Kopfhörer)
- Amplitudenstufen (niedrig/mittel/hoch)

[1] Der Druckkammereffekt beschreibt das Verhalten von Schallwellen, deren halbe Wellenlänge größer ist als die geometrischen Masse des Raumes, in der sie sich befindet.

und eine Aussage zur Empfundenen Nach jedem Messdurchlauf wird die Versuchsperson um eine Bewertung ihrer empfundenen Erregung (aktiv/passiv) und Angenehmheit (positiv/negativ) gebeten. Ebenso wird eine Bewertung der muskulären Ermüdungserscheinungen durch den Versuchsaufbau abgefragt. Die Bewertung erfolgt über eine 6-stufige Skala von 1-6.

- „Als wie anregend haben Sie selbst die gehörte Musik gerade empfunden?“ 1-„sehr entspannend“ bis 6-„sehr aktivierend“
- „Als wie angenehm haben Sie selbst die gehörte Musik gerade empfunden?“ 1-„sehr unangenehm“ bis 6-„sehr angenehm“
- „Als wie anstrengend empfinden Sie die Versuchsprozedur momentan?“ 1-„überhaupt nicht anstrengend“ bis 6-„sehr anstrengend“

Des Weiteren wird neben den EMG Daten noch der Hautleitwert der VP über jede Messreihe aufgezeichnet. Eine Messreihe generiert demnach folgende abhängige Variablen:

- cVEMP/oVEMP
- Erregung
- Angenehmheit
- Hautleitwert

3.1 Versuchsaufbau

Zur Durchführung der Hörversuche steht das elektronische Studio 2 der Technischen Universität Berlin zu Verfügung. In dem 46 qm großen Raum befinden sich acht Aktiv-Lautsprecher vom Typ „UPL-1“ der Firma Meyer Sound Laboratories. Um in die Frequenz- und Amplitudenbereiche einer Club-PA vorzudringen, wird den Lautsprechern ein B1 Subwoofer der Firma d&b audiotechnik hinzugefügt. Lautsprecher und Subwoofer werden direkt mit dem Audiointerface (Fireface UFX) verbunden, was durch die Verwendung von Monosignalen keine Probleme bereitet. In der Matrix der RME Software TotalMix (TM) wird der softwareseitige Stereokanal AN 1/2 auf die Hardware Kanäle 1-12 gelegt. Auf Kanal 1-8 liegen die acht Lautsprecher, während Kanal 7 zusätzlich den Subwoofer bedient. Der Kopfhörer ist über Kanal 9-10 Mit dem UFX verbunden.
Die Aufnahme der EMG Daten erfolgt über ein Nexus-4 sowie der zugehörígen Software Biotrace+ der Firma Mind Media für Microsoft Windows. Mittels Biotrace+ wird ebenfalls die Stimulusausgabe gesteuert. Am Nexus-4 werden die Elektroden zur Messung von EMG und Hautleitwert angeschlossen. Der zweite EMG-Kanal wird mit Kanal 11-12 des Fireface UFX verbunden, um ein verwertbares Triggersignal (TS) zu erhalten. Dieses Signal wird benötigt, da das Nexus-4 allein nicht in der Lage ist, den Startzeitpunkt der Audioausgabe im EMG Datenstrom latenzfrei zu vermerken. Um über das TS auf dem zweiten EMG Sensor keine Einstreuungen auf die EMG Messungen des ersten Sensors zu erhalten, muss das TS in seiner Amplitude sehr stark vermindert werden. Hierzu reichen die maximal $-64,5$ dB des TM-Mixers nicht aus, so dass das Signal innerhalb der TM-Matrix nochmals um ca. 25 dB verringert wird. Die Einstellungen innerhalb der RME Software des Audiointerface sind in Abb. 3.1 und 3.2 dargestellt.

Abb. 3.1: RME Totalmix Einstellungen für Kanal 1-12

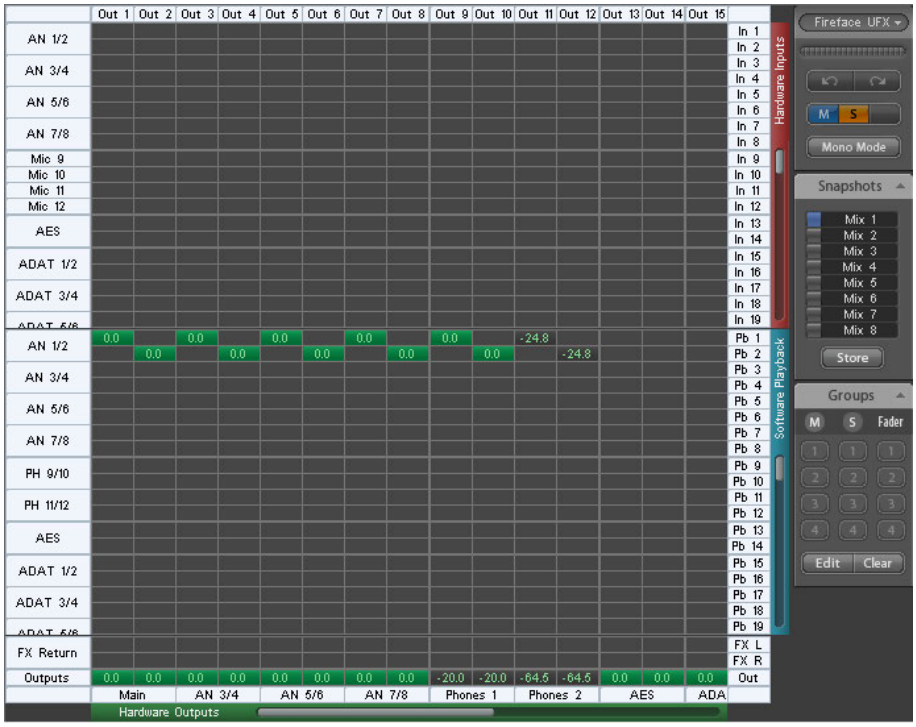

Abb. 3.2: RME Totalmix Matrix Einstellungen für Kanal 1-12.

Um die Liegeposition der VP während der Messungen nicht variieren zu müssen, wird eine Arztliege mit verstellbarer Rückenlehne verwendet. Die Rückenlehne der Liege wird auf eine Schräglage von 25° justiert, wodurch die Anstrengung der Halsmuskulatur während einer cVEMP Messung, im Gegensatz zur horizontalen Liegeposition, minimiert wird. Ebenso kann der Fixpunkt zur oVEMP Messung direkt oberhalb der VP angebracht werden. Die VP muss sich dadurch zwischen den Messreihen der verschiedenen *Messarten* nicht neu positionieren.

3.2 Stimulus

Die Stimuli bestehen aus einer Abfolge für elektronische Tanzmusik typischer 909 Bassdrums (BD). Das energetische Maximum sollte hierbei zwischen 50 Hz und 100 Hz liegen. Hierdurch wird der Signalcharakter nicht verfälscht und die in Todd u.a. (2008, 2009) ermittelten Maxima der VEMP Antworten bei Anregung über die Knochenleitung berücksichtigt. Der Frequenzbereich zwischen 50 Hz und 100 Hz wird in Dibble (1988) auch als energetisches Maximum für Diskotheken angegeben. Oberhalb von 100 Hz sollte der Stimulus eine ausgeprägte Tiefpasscharakteristik aufweisen, um den Einfluss höhere Frequenzanteile zu minimieren. Die Anstiegszeit (Attack) sollte zwar sehr kurz gewählt werden, aber keine hohen Frequenzanteile im Anschlag der BD verursachen. Ebenso sollte die Abfallzeit (Decay) kurz gewählt werden, um den energetischen Teil möglichst kompakt zu halten, so dass die zu messenden Antworten nicht in die nächste Stimulusiteration überlappen. Allerdings darf die Abfallzeit auch nicht zu kurz gewählt werden, um den Charakter einer BD zu wahren.

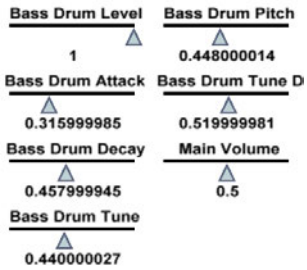

Abb. 3.3: Drumazon Einstellung

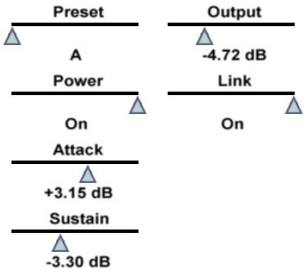

Abb. 3.4: Transient Designer Einstellung

Abb. 3.5: Passeq Einstellung

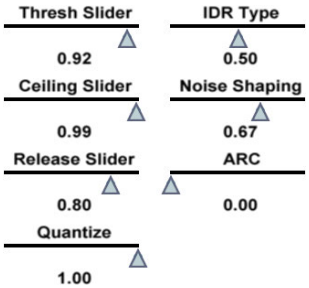

Abb. 3.6: L2 Einstellung

Die BD wird in der Sequenzersoftware Ableton Live über das Plugin Drumazon[2] generiert. Anschließend wird das Ein- und Ausschwingverhalten mittels Transient Designer und der Spektralbereich mittels Passeq bearbeitet. Zuletzt wird die Bassdrum im Kompressor/-Limiter L2 komprimiert und in ihrer Amplitude auf -0.2 dBFS begrenzt. Die genauen Einstellungen der VST-Plugins sind in Abb. 3.3 bis 3.6 dargestellt.

[2]Eine VST Emulation des Synthesizers TB-909 der Firma Roland.

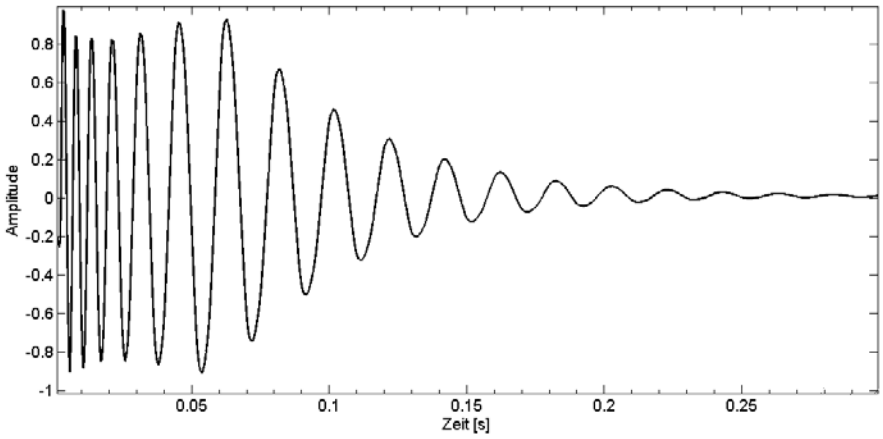

Abb. 3.7: Wellenform der generierten Bassdrum.

Ein Stimulus besteht demnach aus einer Abfolge der generierten BD, welche in einer ebenfalls für elektronische Tanzmusik typischen Wiederholungsrate von 2 Hz dargeboten wird. Dabei werden bei oVEMP Messungen 64 Iterationen der Bassdrum verwendet, bei cVEMP Messungen sind es 32.[3] Demnach beträgt die Dauer einer oVEMP Messung 32 Sekunden, wärend eine cVEMP Messung bereits nach 16 Sekunden abgeschlossen ist.
Die Intensitäten der Stimuli werden in drei Amplitudenstufen variiert. Um zu gewährleisten, dass die Stimuli beider Wiedergabesysteme am Ort der Versuchsperson den gleichen Schalldruckpegel erzeugen, muss zunächst der Lautstärkeunterschied zwischen beiden Wiedergabesystemen kompensiert werden. Ebenso muss der Schalldruckpegel des Stimulus über beide Wiedergabesysteme am Ort der VP ermittelt werden. Hierzu wird ein KU 80 Kunstkopf der Firma Neumann verwendet, welcher anstelle des Kopfes der VP auf der Liege positioniert wird, um vorhandene Raummodeneffekte zu berücksichtigen. In Abb. 3.8 ist die Positionierung des KU80 am Versuchsort dargestellt. Als Testsignal zur Kalibrierung wird der Teststimulus selbst verwendet, da nicht die Wiedergabesysteme an sich angeglichen werden, sondern der Schalldruckpegel des Teststimulus. Der maximale Lautstärkepegel des Kopfhörers wird perzeptiv ermittelt, wobei die Veränderung des Teststimulus durch Verzerrungen als Ermittlungskriterium dient. Via Software wird demnach der Kanal, an dem der Kopfhörer anliegt, eingestellt [Abb. 3.1 (Phones 1)]. Daraufhin wird der Kopfhörer mit dem Kunstkopf verbunden und der Pegel des Teststimulus über Kopfhörer am Kunstkopf gemessen.
Nun ist die Lautsprecheranlage so einzustellen, dass der Testimulus über Lautsprecher und Kopfhörer am Kunstkopf den gleichen Schalldruckpegel erzeugt. In Abb. 3.1 ist zu sehen, dass die Lautsprecherkanäle[4] 1-8 mit 0dBFS angesteuert werden. Entsprechend müssen die acht Lautsprecher mit der maximalen Amplitude betrieben werden.[5] Der restliche energetische Teil wird mittels des Subwoofers erzeugt. Die Einstellung des Potentiometers der Endstufe ist in Abb. 3.9 dargestellt.

[3] Die 64 Iterationen werden aufgrund des geringeren Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) innerhalb der oVEMP Messungen gewählt. Die cVEMP Messungen werden nur mit 32 Iterationen durchgeführt, was einen günstigeren Kompromiss aufgrund der schneller auftretenden muskulären Ermüdungserscheinungen gegenüber dem höheren SNR darstellt.

[4] AN 1/2 (Software Playback) und AN 3/4, AN 5/6, AN 7/8 (Hardware Playback).

[5] Entsprechend dem Bezugspegel von +4dbU.

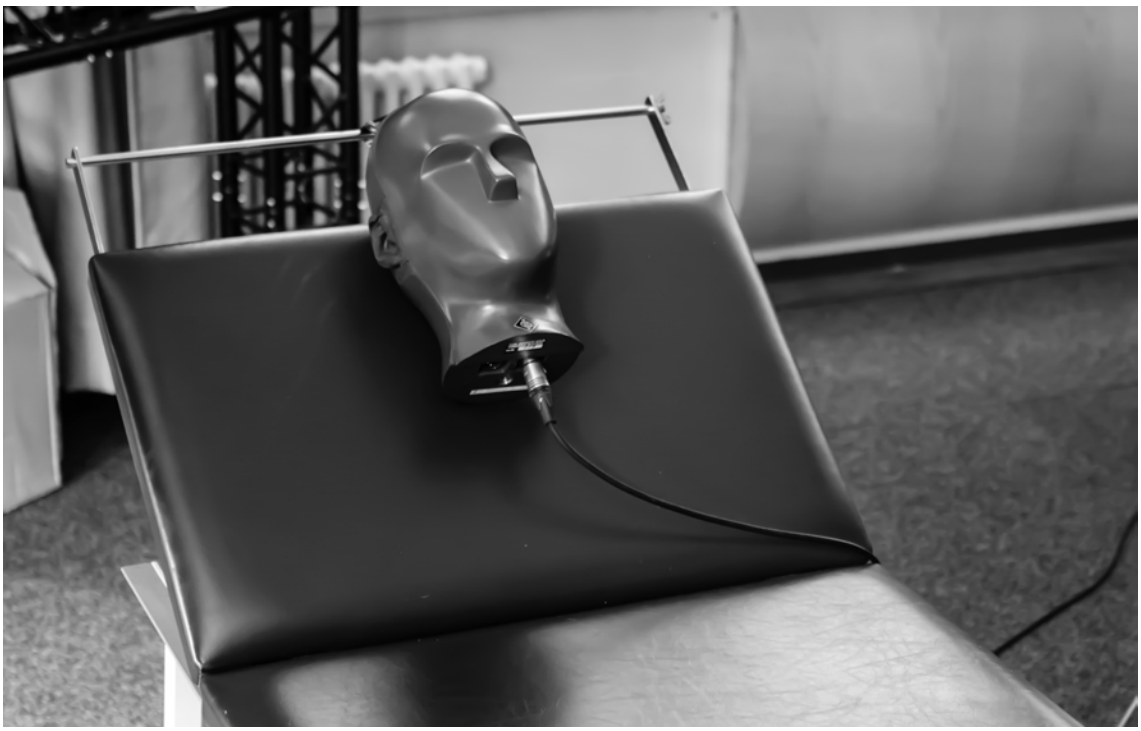

Abb. 3.8: Neumann KU80 Kunstkopf am Versuchsort.

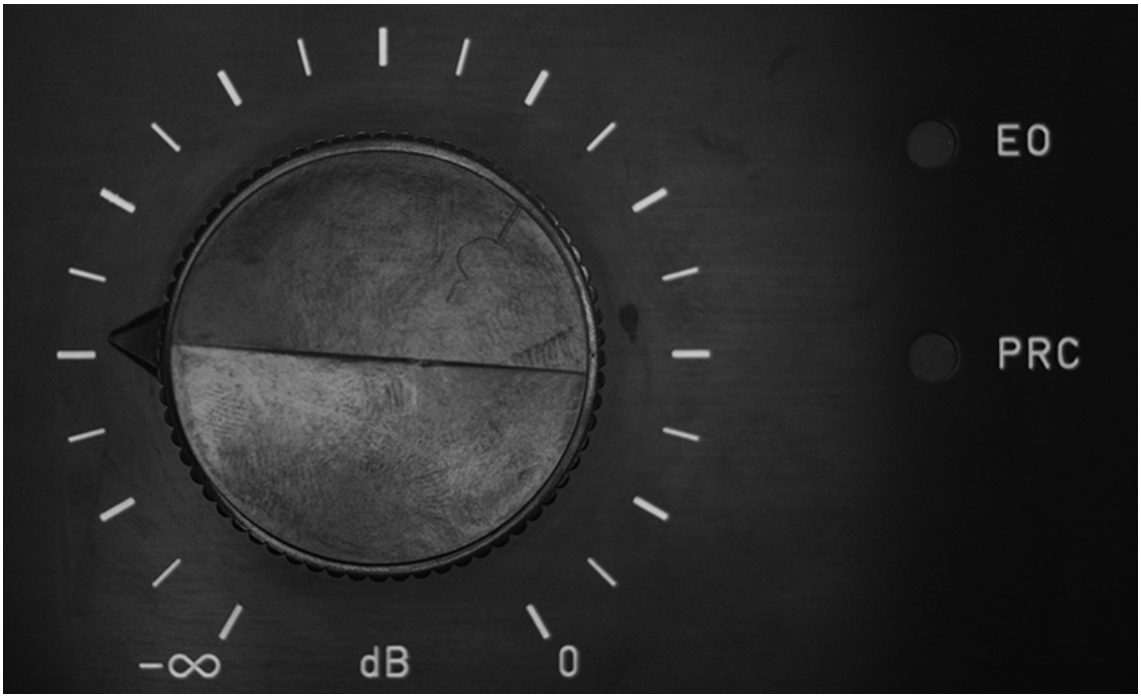

Abb. 3.9: Kalibrierte Einstellung der Endstufe des Subwoofers.

Nun kann mittels Schallpegelmesser der Schalldruckpegel am Ohr des Kunstkopfs gemessen werden. Die ermittelten maximalen Schalldruckpegel[6] und energieäquivalenter Dauerschallpegel sind in Tabelle 3.1 aufgetragen.

[6]Messeinstellung: Fast.

Tab. 3.1: Maximale Schalldruckpegel MAX SPL und energieäquivalenter Dauerschallpegel L_eq des Lautsprechersystems vor dem Ohr des Kunstkopfs.

Bewertung	MAX SPL	Leq
Unbewertet	110,5 dB	106 dB
dB(A)	86 dB	82 dB
dB(C)	110 dB	105 dB

Der C-bewertete maximale Schalldruckpegel von 110dB bildet demnach die höchste Amplitudenstufe ab.[7] Um die niedrigeren Amplitudenstufen zu erhalten, verringern wir den Stimulus in 15 dB Schritten und erhalten dadurch die drei Amplitudenstufen der Messstimuli 80 dB(C), 95 dB(C) und 110 dB(C). Betrachtet man nun die beiden *Messarten* (cVEMP/oVEMP) mit den enthaltenen *Wiedergabesystemen* (Lautsprecher/Kopfhörer) und den drei *Amplitudenstufen*, ergeben sich $2 \cdot 2 \cdot 3 = 12$ Messdurchläufe pro Versuchsperson.
In Abb. 3.10 und Abb. 3.11 sind die Wellenformen einer einzelnen BD für beide *Wiedergabesysteme* dargestellt. Die Aufnahme erfolgt dabei über den zur Kalibrierung verwendeten Kunstkopf, welcher sich zum Messzeitpunkt auf der Kopfposition der VP befindet.

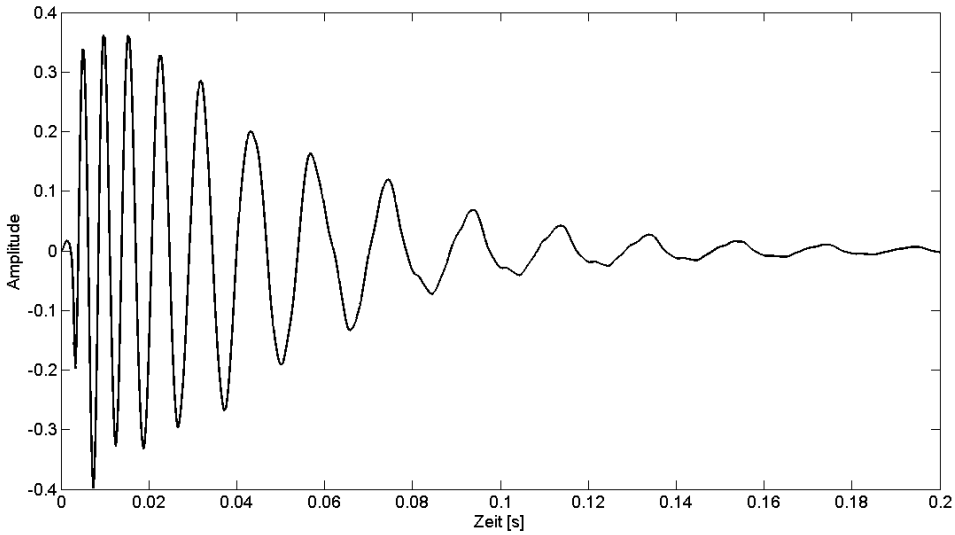

Abb. 3.10: Wellenform des Stimulus bei Wiedergabe über Kopfhörer bei 110dB(C).

[7] Entgegen bisheriger Messungen von Todd u. Cody (2000) ist die Verwendung des A-bewerteten Schalldruckpegels zur Vergleichbarkeit verschiedener tieffrequenter Anregungssignale bei hohen Pegeln nicht geeignet, da der Einfluss der Bewertungskurve und damit auch die Abweichungen zwischen unterschiedlichen Signalen unnötig vergrößert wird. Der A-bewertete Schalldruckpegel nach DIN EN 61672-1 (2003) ist als Annäherung an die Hörkurve des Menschen bei 40dB konzipiert. In der Verwaltungsvorschrift zum Bundes-Immissionsschutzgesetz (TA-Lärm, 1998, S.8) wird beispielhaft ab einer Differenz zwischen A- und C-bewertetem energieäquivalentem Dauerschallpegel größer 20 dB, beim Messen schädlicher Umwelteinflüsse auf die Norm DIN 45680 (2011) verwiesen. Bezugnehmend zur A-bewerteten Schallpegelmessung tieffrequenter Geräusche schreibt Genuit (2007, S.939): „Die Kurven gleicher Lautheit verdeutlichen, dass die frequenzabhängige Sensitivität des menschlichen Gehörs mit steigendem Pegel nachlässt. Die Verwendung der C-Bewertung, die näherungsweise die Sensitivität des Gehörs bei höheren Pegeln unter besonderer Berücksichtigung tiefer Frequenzen abbildet, verringert den 'Fehler' der A-Bewertung.“ Vergleicht man nun den A-bewerteten Maximalpegel von 86 dB(A) mit dem in Todd u. Cody (2000) angegeben 106 dB(A), entsteht eine Differenz von 20 dB was einer Vervierfachung der empfundenen Lautheit oder Erhöhung des Schalldrucks um den Faktor 10 entspricht. Ursache hierfür ist die unterschiedliche Energieverteilung innerhalb der Stimuli, was den von Genuit (2007) beschriebenen “Fehler”der A-Bewertung im Bezug auf die Vergleichbarkeit von lauten, tieffrequenten Signale veranschaulicht.

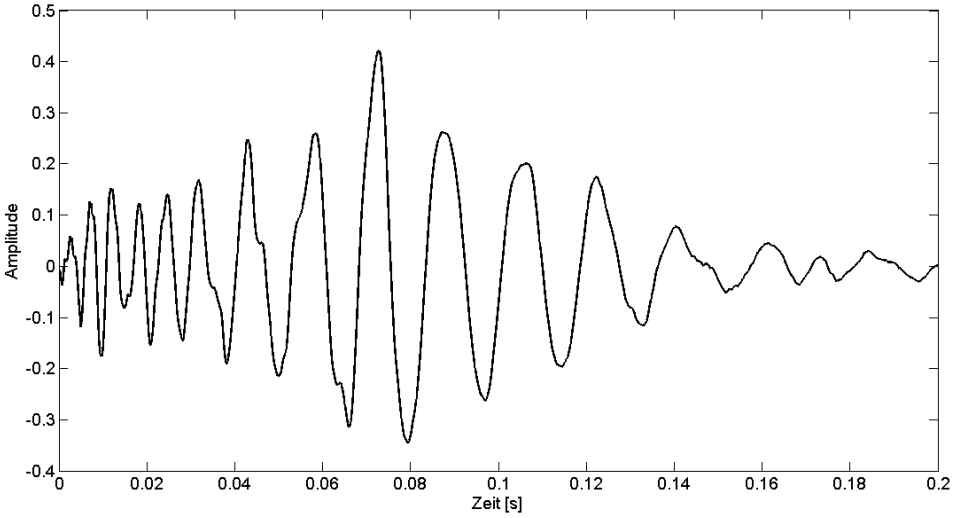

Abb. 3.11: Wellenform des Stimulus bei Wiedergabe über Lautsprecher bei 110dB(C).

In Abb. 3.12 sind die Kunstkopfaufnahmen der Stimuli beider *Wiedergabesysteme* über den Frequenzbereich dargestellt. Trotz der maximalen Differenz von 12 dB zwischen Lautsprecher und Kopfhörer bei 60 Hz ergeben die Terzbandpegel über den Kunstkopf bei 100 Hz nur einen Unterschied von $0,8$ dB für den Spitzenpegel und $0,1$ dB im Effektivwert.

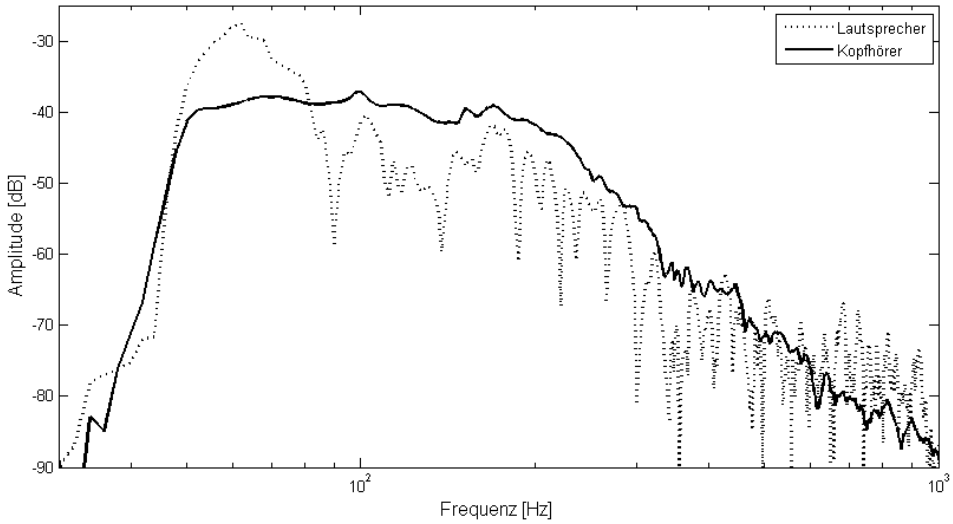

Abb. 3.12: Kunstkopfaufnahme der Stimuli im Frequenzbereich (0.03-1 kHz).

3.3 Versuchspersonen

Um etwaigen Fehlereinstreuungen durch Ermüdungserscheinungen entgegenzuwirken und Reihenfolgeeffekte zu vermeiden, wird die Abfolge der Darbietung über alle Versuchspersonen (VP) gleich verteilt. Die nötige Anzahl der VP lässt sich mittels Kombinatorik über die Fakultäten der Versuchsbedingungen berechnen. Demnach werden zur Gleichverteilung mindestens $!2 \cdot !2 \cdot !3 = 24$ Versuchspersonen oder ein Vielfaches davon benötigt. Von den 24 Versuchspersonen in diesem Versuch sind zwei weiblich und 22 männlich, ihr Durchschnittsalter beträgt 26 Jahre. Voraussetzung zur Teilnahme ist ein normales Gehör sowie eine Vorliebe

für elektronische Tanzmusik.

3.4 Messprozedur

Die VP wird zu Beginn der Messung über die Zulässigkeit der auftretenden Pegel nach 2003/10/EG (2003) aufgeklärt. Beide Aussenohrbereiche der VP werden durch den Versuchsleiter mittels Otoskop auf Verschluss durch Cerumen (Ohrenschmalz) untersucht. Die VP nimmt die Liegeposition ein, um sich vor Versuchsbeginn ausreichend zu entspannen. Der Versuchsleiter instruiert die VP über den Inhalt des Fragebogens und die verwendeten *Wiedergabesysteme*. Je nachdem, ob cVEMP oder oVEMP Werte aufzunehmen sind, werden die Elektroden am *musculus sternocleidomastoideus sinister* oder *musculus obliquus inferior* des linken Auges angebracht (siehe Abb. 2.2 und Abb. 2.3). Die positive Elektrode befindet sich in beiden Fällen oberhalb der negativen. Die Referenzelektrode wird an der Stirn befestigt und der Hautleitwertsensor mit Zeige- und Mittelfinger der linken Hand verbunden. Im Falle der Wiedergabe über Kopfhörer muss dieser mit Hilfe des Versuchsleiters in den Ohrkanal der VP eingeführt werden. Die Passgenauigkeit wird nach jedem Einsetzen des Kopfhörers über die Wiedergabe eine leisen Musikstücks von der VP kontrolliert.
Im Falle einer cVEMP-Messung wird die VP aufgefordert, ihren Kopf minimal anzuheben, um eine Anspannung des *sternocleidomastoideus* zu bewirken. Die oVEMP-Messung erfordert dagegen ein Fixieren der Blickrichtung an einen Punkt direkt oberhalb der VP, wodurch eine Anhebung des Blickwinkels um ca. 25° erfolgt, was eine Anspannung des *obliquus inferior* hervorruft. Die VP sollte dabei die Gesichtsmuskulatur möglichst entspannen und nicht blinzeln, da es beim Messen von oVEMPs über ungewollte Anspannungen der Gesichtsmuskulatur leicht zur Ausbildung von Artefakten kommen kann (Todd u. a., 2010). Nachdem die Versuchsperson ihre Bereitschaft bekundet, startet der Versuchsleiter den Messdurchlauf. Nach jedem Messdurchlauf wird die Erregung, Angenehmheit und Anstregung durch die Versuchsprozedur vom Versuchsleiter abgefragt. Zwischen den Messungen erhält die Versuchsperson - entsprechend ihrer Bewertung der Anstrengung durch die Versuchsprozedur - Zeit, um sich zu entspannen. Sind alle 12 Messdurchläufe aufgezeichnet, ist die Sitzung beendet.

3.5 Auswertung

Ausgewertet werden die ermittelten maximalen Amplituden der VEMP Messungen, die Angaben zu Erregung und Angenehmheit sowie die Änderung der Hautleitwertes über die Zeit. Aufgrund der Datenerhebungsfrequenz des Nexus-4 von 1024 sps wird auf eine Umrechnung in Milisekunden verzichtet; außerdem ist eine genaue Latenzbestimmung nicht Bestandteil der Arbeit. Die Aufnahmen des EMG-Kanals werden zusammen mit den Hautleitwerten und dem Trigger Signal aus Biotrace+ in Matlab übertragen. Die EMG Daten werden innerhalb der Biotrace+ Software gefiltert.[8] In Matlab wird über das Triggersignal der Startzeitpunkt des Stimulus für jede Messreihe ermittelt. Nun kann die Messreihe in Blöcke zu je 512 Samples zerlegt und aufsummiert werden, die Anzahl der Blöcke entspricht dabei der Anzahl der Stimulusiterationen.
Aufgrund der Komplexität des Stimulussignals können die frühen Potentialwechsel nicht auf dieselbe Weise wie in Versuchen mit Klicklauten oder Tonebursts anhand ihrer Latenzzeit abgeleitet werden. In Anbetracht der Energieverteilung über die Zeit (siehe Abb. 3.10 und Abb. 3.11) muss eine alternative Auswertungsmethode verwendet werden. Hierzu wird im generierten VEMP Datensatz ein Fenster zwischen 0 und 170 sps (166.01 ms) definiert, innerhalb dessen die maximale Amplitude des gesuchten Potentialwechsels ermittelt wird. Innerhalb der

[8] 20-500Hz IIR Bandpass 4.Ordnung

oVEMPs wird nach dem maximale Potentialwechsel im Bereich von 6 samples, der cVEMPs im Bereich von 10 samples gesucht. Abweichungen im Bereich eines Samples werden toleriert. Die Latenzen der Potentialwechsel bzw. die zu untersuchenden Frequenzbereiche ergeben sich durch diejenigen Potentiale n10-p16 (oVEMPs) bzw. n13-p23 (cVEMPs) (Todd u. a., 2007; Colebatch u. a., 1994), welche für die vestibulare Ableitung relevant sind.
Die Daten der Hautleitwertsensoren werden, ebenso wie die EMG Daten, mittels Triggersignal abgeglichen, um einen korrekten Startzeitpunkt zu erhalten. Die Amplitude innerhalb der HLW Messung (HLW-AMP) ergibt sich durch die Differenz zwischen dem HLW zum Startzeitpunkt und der maximalen Differenz des HLW innerhalb der ersten sieben Sekunden ab Startzeitpunkt des Stimulus. Diese Auswertungsmethode wird anstelle klassischer Auswertungsverfahren wie Hautleitwertsniveau oder Anzahl der Fluktuationen gewählt, um die Reaktion auf den Stimulus zu erfassen, nicht aber den Grad der Entspannung der VP.
VEMP und HLW-AMP Daten sowie die im Fragebogen ermittelte Bewertung der Erregung und Angenehmheit der 24 VPs werden innerhalb von SPSS mittels deskriptiver Statistik und multivariater Varianzanalyse mit Messwiederholung unter der Verwendung von Linearkontrasten für *Messart* untersucht. Dabei wird sowohl auf einen signifikanten Einfluss der Effekte *Messart*, *Wiedergabesystem* und *Amplitudenstufe* als auch deren Interaktionen *Messart * Wiedergabe*, *Messart * Amplitude*, *Wiedergabe * Amplitude* und *Messart * Wiedergabe * Amplitude* hin getestet. Das Signifikanzniveau der multivariaten Datenanalyse beträgt 5%. Als Verfahren zur Parameterschätzung wird die Pillai-Spur verwendet.

Kapitel 4

Messwerte

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der deskriptiven Statistik sowie der multivariaten Varianzanalyse mit Messwiederholung der unabhängigen Variablen VEMP, Erregung, Angenehmheit und HLW-AMP vorgestellt.

In den Tabellen der multivariaten Datenanalyse werden folgende Bezeichnungen abgekürzt angegeben: Messart (Ma), Wiedergabesystem (Wdg), Amplitudenstufen Amp), Hypothesenfreiheitsgrade (df_h), Fehlerfreiheitsgrade (df_e), Partielles Eta-Quadrat (η_p^2).

4.1 VEMP

In Tab. 4.1 sind die Ergebnisse der multivariaten Tests aufgetragen, während sich die Ergebnisse der deskriptiven Statistik in Tab. 4.2 befinden.

Tab. 4.1: Parameterschätzungen der multivariaten Varianzanalyse mit Messwiederholung (Abhängige Variable: VEMP).

Effekt	Pillai-Spur-Koeffizient	F	p-Wert	df_h	df_e	η_p^2
Messart	0,835	116,543	0,001	1	23	0,835
Wiedergabesystem	0,027	0,627	0,437	1	23	0,027
Amplitudenstufen	0,448	8,914	0,02	2	22	0,448
Ma * Wdg	0,014	0,324	0,575	1	23	0,014
Ma * Amp	0,405	7,495	0,003	2	22	0,405
Wdg * Amp	0,369	6,443	0,006	2	22	0,369
Ma * Wdg * Amp	0,337	5,338	0,013	2	22	0,327

Die Auswertung der multivariaten Tests führt zu signifikanten Einflüssen (p-Wert ¡ 0,05) der Effekte *Messart* und *Amplitudenstufen* sowie der *Messart * Amplitudenstufen* und *Wiedergabesystem * Amplitudenstufen*. Der Einfluss der *Messart* ergibt sich aus der Differenz im Wertebereich beider Messarten. Der Einfluss der *Amplitudenstufen* spiegelt den Anstieg der VEMPs mit dem Stimuluspegel wieder. Hier fallen insbesondere die Werte der Lautsprechermessungen bei 110 dB(C) auf (Tab. 4.2), welche sich deutlich über denen der Kopfhörermessungen befinden, zumal cVEMPs bei 80 dB(C) und 95 dB(C) Lautsprecherstimulation unterhalb der Werte für die Anregung über Kopfhörer liegen. oVEMPs hingegen weisen für den Lautsprecher bei jeder Amplitudenstufe höhere Potentiale auf. Dieser Unterschied zwischen oVEMP und cVEMP Messungen führt zu einem signifikanten Einfluss des Interaktions-Effekts *Messart * Amplitudenstufen*. Des Weiteren zeigen die hohen Werte mittels Lautsprecheranregung auch einen signifikanten Einfluss des Interaktions-Effekts *Wiedergabesystem * Amplitudenstufen*. Schließlich zeigt die Varianzanalyse bei der Interaktion aller drei Effekte einen signifikanten Einfluss auf die VEMPs.

Tab. 4.2: Deskriptive Statisitken nach Gruppenzugehörigkeit - VEMP.

Messart	Wiedergabesystem	Amplitudenstufe	Mittelwert [μV]	Standardabweichung
cVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	67,21	33,864
cVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	66,42	28,14
cVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	103,14	59,717
cVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	73,45	41,184
cVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	73,93	33,066
cVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	81,00	41,233
oVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	2,13	0,603
oVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	2,18	0,654
oVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	3,75	1,855
oVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	1,98	0,491
oVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	2,15	0,634
oVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	2,54	1,072

Die höheren Abweichungen innerhalb der cVEMP Messungen resultieren aus der geringeren Iterationsrate des Stimulus und damit der geringeren Anzahl an Messwerten zur Mittelwertbildung.

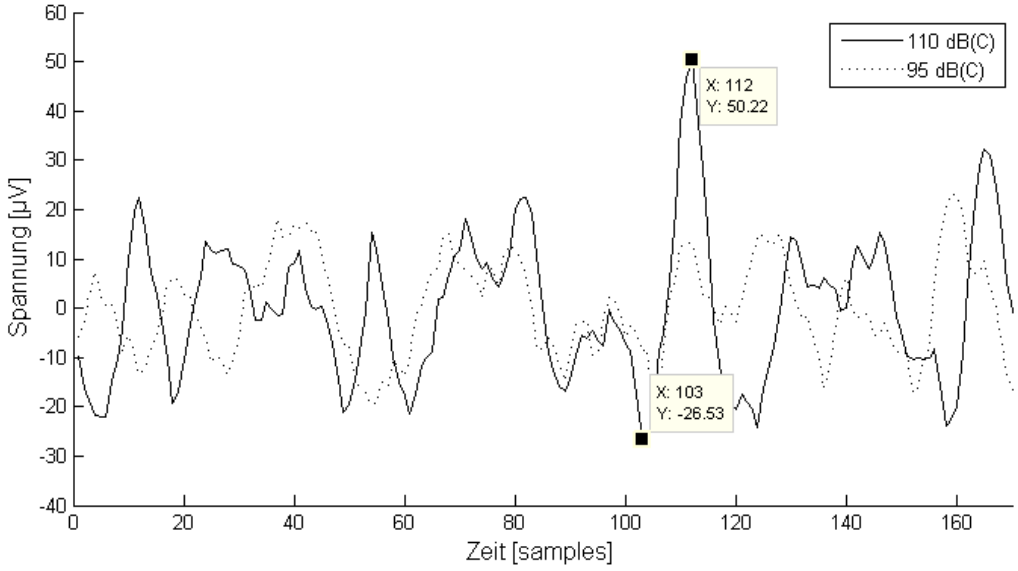

Abb. 4.1: cVEMPs einer Versuchsperson über Lautsprecher.

In Abb. 4.1 bis Abb. 4.4 sind die gemittelten VEMPs einer VP beispielhaft dargestellt. Für die bessere Übersichtlichkeit wird auf die Darstellung der 80 dB(C) VEMPs verzichtet. Bei dieser VP führen Kopfhörer und Lautsprecheranregung zu Potentialen mit identischen Amplituden bei unterschiedlichen Latenzen.

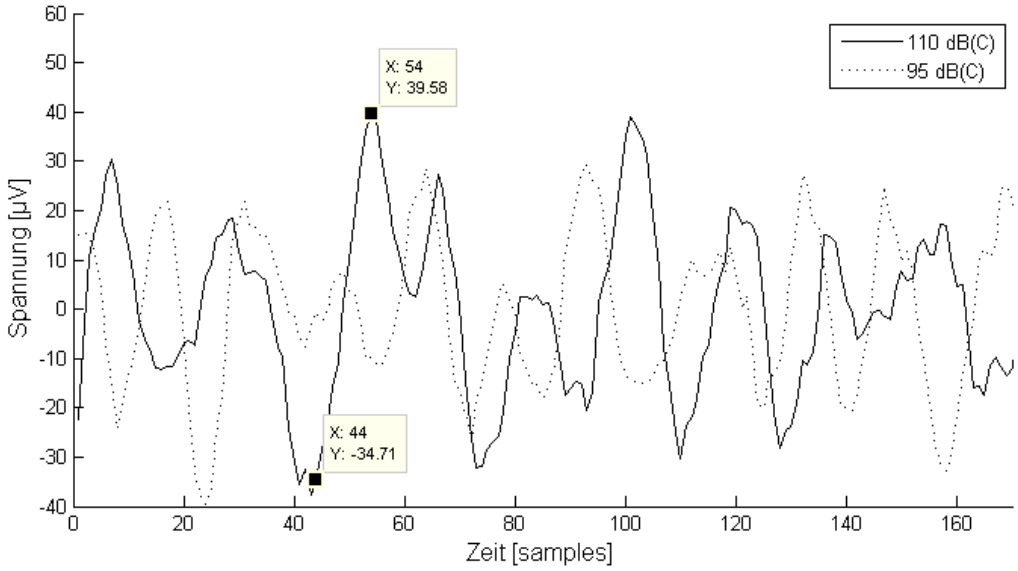

Abb. 4.2: cVEMPs einer Versuchsperson über Kopfhörer.

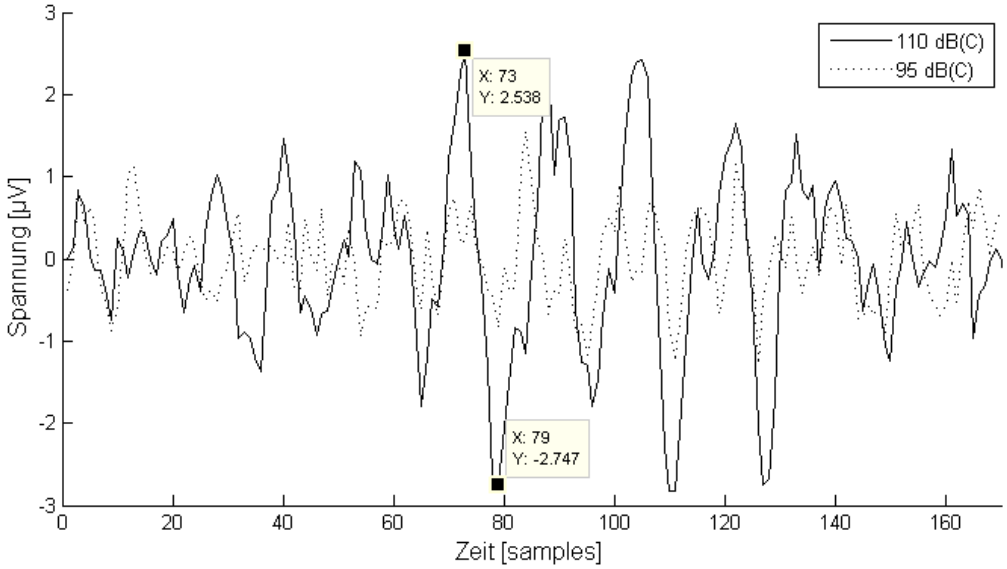

Abb. 4.3: oVEMPs einer Versuchsperson über Lautsprecher.

Innerhalb der oVEMP Messungen führen beide *Wiedergabesysteme* bei 95 dB(C) zu ähnlichen Amplituden im Bereich von ca. $2,4\mu V$. Durch die Erhöhung der Lautstärke vergrößern sich auch die Messwerte beider Wiedergabesysteme auf $3,2\mu V$ für den Kopfhörer und $5,3\mu V$ für die Lautsprecher. Hier fallen die Potentiale über Lautsprecheranregung bei 110 dB(C) gegenüber der Anregung über Kopfhörer deutlich höher aus.

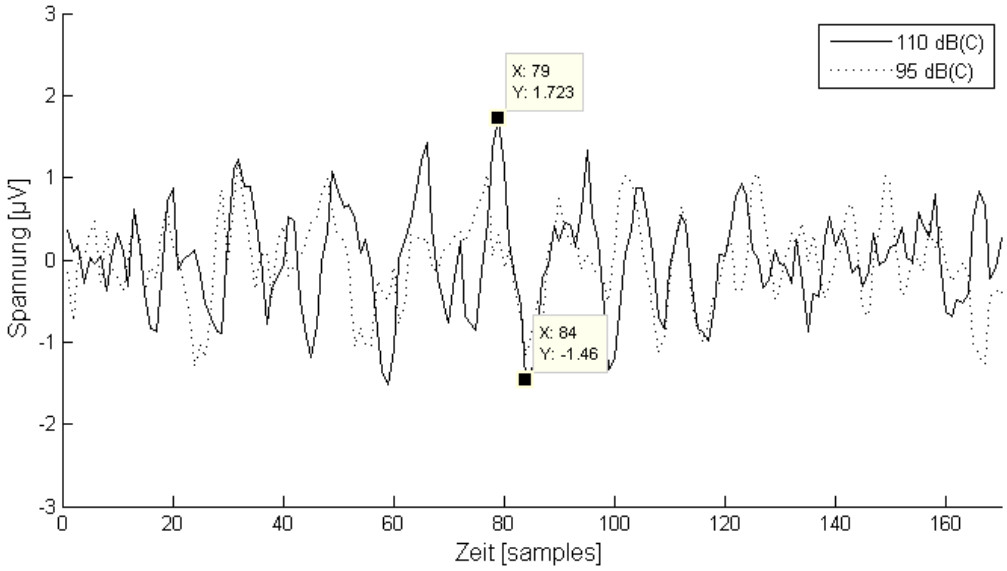

Abb. 4.4: oVEMPs einer Versuchsperson über Kopfhörer.

4.2 Erregung

In 4.3 sind die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse aufgetragen. In Tab. 4.4 befinden sich die Ergebnisse der deskriptiven Statistik.

Tab. 4.3: Parameterschätzungen der multivariaten Varianzanalyse mit Messwiederholung (Abhängige Variable: Erregung).

Effekt	Pillai-Spur-Koeffizient	F	p-Wert	df_h	df_e	η_p^2
Messart	0,033	0,786	0,384	1	23	0,033
Wiedergabesystem	0,598	34,237	0,001	1	23	0,598
Amplitudenstufen	0,871	74,044	0,001	2	22	0,817
Ma* Wdg	0,170	4,718	0,040	1	23	0,170
Ma * Amp	0,095	1,154	0,334	2	22	0,095
Wdg * Amp	0,434	8,434	0,002	2	22	0,434
Ma * Wdg * Amp	0,137	1,745	0,137	2	22	0,137

Der signifikante Einfluss der *Wiedergabesysteme* und *Amplitudenstufen* aus Tab. 4.3 lässt sich in der grafischen Darstellung in Abb. 5.7 sehr gut erkennen. Die Wiedergabe über Lautsprecher führt zu einer höheren Erregung der VP über alle *Amplitudenstufen* und innerhalb beider *Messarten*. Insbesondere der Einfluss der *Amplitudenstufen* weist einen besonders hohen Wert für η_p^2 von $0,817$ auf.
Ein signifikanter Einfluss auf die Messergebnisse geht auch vom Interaktions-Effekt *Wiedergabesystem * Amplitudenstufen* aus. Dies gilt allerdings nur für die Ergebnisse der Kopfhörerstimulation, da sich die Werte bei Anregung über Lautsprecher zwischen den *Messarten* kaum unterscheiden. Für die Messwerte der Kopfhörerstimulation ergibt sich zwischen den *Messarten* allerdings mit linear steigendem Pegel eine immer größere Differenz.
Wie auch bei den VEMP Messwerten ist ein signifikanter Einfluss des Interaktions-Effekts *Wiedergabesystem * Amplitudenstufen* gegeben. In Tab. 4.4 wird diesbezüglich ersichtlich, dass die Differenz zwischen Lautsprecher- und Kopfhörerstimulation mit zunehmendem Pegel ansteigt.

Tab. 4.4: Deskriptive Statisitken nach Gruppenzugehörigkeit - Erregung.

Messart	Wiedergabesystem	Amplitudenstufe	Mittelwert	Standardabweichung
cVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	2,58	0,929
cVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	3,68	0,770
cVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	4,79	0,779
cVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	2,46	1,021
cVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	3,21	0,884
cVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	4,25	0,794
oVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	2,67	0,816
oVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	3,71	0,806
oVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	4,87	0,797
oVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	2,42	0,881
oVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	3,00	1,063
oVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	3,71	0,955

4.3 Angenehmheit

In 4.5 sind die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse aufgetragen.

Tab. 4.5: Parameterschätzungen der multivariaten Varianzanalyse mit Messwiederholung (Abhängige Variable: Angenehmheit).

Effekt	Pillai-Spur-Koeffizient	F	p-Wert	df_h	df_e	η_p^2
Messart	0,001	0,020	0,888	1	23	0,001
Wiedergabesystem	0,071	1,758	0,198	1	23	0,071
Amplitudenstufen	0,282	4,318	0,026	2	22	0,282
Ma * Wdg	0,000	0,000	1,000	1	23	0,000
Ma * Amp	0,348	5,871	0,009	2	22	0,348
Wdg * Amp	0,082	,985	0,389	2	22	0,082
Ma * Wdg * Amp	0,011	0,121	0,886	2	22	0,011

Die Auswertung der multivariaten Tests führt zu signifikanten Einflüssen von *Amplitudenstufen* und dem Interaktions-Effekt *Messart * Amplitudenstufen*. Tab. 4.6 zeigt die Ergebnisse der deskriptiven Statistik. Die Werte der cVEMP Messungen steigen im Gegensatz zu den oVEMP Messungen von 80 dB(C) auf 95 dB(C) an. Dabei spielt die Wahl des *Wiedergabesystems* scheinbar keine Rolle. Die Mittelwerte bei 95 dB(C) sind für beide *Wiedergabesysteme* innerhalb einer *Messart* nahezu identisch. Bei allen anderen Amplitudenstufen wird die Kopfhörer- gegenüber der Lautsprecherstimulation als unangenehmer bewertet.

Tab. 4.6: Deskriptive Statistiken nach Gruppenzugehörigkeit - Angenehmheit.

Messart	Wiedergabesystem	Amplitudenstufe	Mittelwert	Standardabweichung
cVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	3,96	1,042
cVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	4,13	1,035
cVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	3,46	1,444
cVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	3,75	1,152
cVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	4,13	0,850
cVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	3,17	1,341
oVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	4,17	0,917
oVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	3,88	0,992
oVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	3,46	1,414
oVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	3,88	1,035
oVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	3,87	1,035
oVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	3,25	1,359

4.4 HLW-AMP

In 4.7 sind die Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse aufgetragen.

Tab. 4.7: Parameterschätzungen der multivariaten Varianzanalyse mit Messwiederholung (Abhängige Variable: HLW-AMP).

Effekt	Pillai-Spur-Koeffizient	F	p-Wert	df_h	df_e	η_p^2
Messart	0,010	0,231	0,635	1	23	0,010
Wiedergabesystem	0,241	7,304	0,013	1	23	0,241
Amplitudenstufen	0,493	10,696	0,001	2	22	0,493
Ma * Wdg	0,166	3,023	0,095	1	23	0,116
Ma * Amp	0,051	0,590	0,563	2	22	0,051
Wdg * Amp	0,314	5,036	0,016	2	22	0,314
Ma * Wdg * Amp	0,002	0,017	0,983	2	22	0,002

Die Auswertung der multivariaten Tests führt zu signifikanten Einflüssen der *Wiedergabesysteme*, *Amplitudenstufen* und des Interaktions-Effekts *Wiedergabesystem * Amplitudenstufen*. Tab. 4.8 zeigt die Ergebnisse der deskriptiven Statistik, welche in Abb. 5.9 und 5.10 grafisch dargestellt sind.
Die HLW-AMP Werte steigen unter Verwendung des Lautsprechers kontinuierlich mit der Amplitude an. Unter Verwendung des Kopfhörers ergeben sich für 95 dB(c) niedrigere Werte als für 80 dB(c). Bei 80 dB(C) liegen die Werte der Kopfhörer gegenüber den Lautsprechern minimal (oVEMP) bis deutlich (cVEMP) darüber. Ab 95 dB(C) bewirkt die Wiedergabe über Lautsprecher die größeren Änderungen im Hautleitwert mit einer wachsenden Differenz zu 110 dB(C). Bei der höchsten *Amplitudenstufe* fällt die Streuung der cVEMPs gegenüber den oVEMPs deutlich weiter aus.

Tab. 4.8: Deskriptive Statistiken nach Gruppenzugehörigkeit - Hautleitwert.

Messart	Wiedergabesystem	Amplitudenstufe	Mittelwert [μS]	Standardabweichung
cVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	0,090	0,166
cVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	0,170	0,276
cVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	0,514	0,634
cVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	0,179	0,364
cVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	0,127	0,287
cVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	0,318	0,507
oVEMP	Lautsprecher	80 dB(C)	0,155	0,213
oVEMP	Lautsprecher	95 dB(C)	0,277	0,499
oVEMP	Lautsprecher	110 dB(C)	0,533	0,458
oVEMP	Kopfhörer	80 dB(C)	0,177	0,304
oVEMP	Kopfhörer	95 dB(C)	0,143	0,245
oVEMP	Kopfhörer	110 dB(C)	0,264	0,245

Kapitel 5

Diskussion

Die in Kap. 4 dargestellten Ergebnisse der multivariaten Varianzanalyse sowie der deskriptiven Statistik lassen sich nun hinsichtlich der einleitend aufgestellten Hypothesen untersuchen. Hierzu sind in Abb. 5.1 alle signifikanten Effekte *Messart*, *Wiedergabesystem* und *Amplitudenstufe* sowie die daraus resultierenden Effekt-Interaktionen markiert. Eine signifikante Beeinflussung aller Messwerte ist nur innerhalb des Effekts *Amplitudenstufen* gegeben. Demnach werden alle Messwerte durch die Änderung der Lautstärke beeinflusst.

Tab. 5.1: Signifikante Effekte ($\sigma < 0.05$)

Effekt	VEMP	Erregung	Angenehmheit	HLW-AMP
Messart (Ma)	✓	-	-	-
Wiedergabesystem (Wdg)	-	✓	-	✓
Amplitudenstufen (Amp)	✓	✓	✓	✓
Ma * Wdg	-	✓	-	-
Ma * Amp	✓	-	✓	-
Wdg * Amp	✓	✓	-	✓
Ma * Wdg * Amp	✓	-	-	-

Um eine Aussage über die Vergleichbarkeit der Ergebnisse der beiden Erhebungsmethoden (oVEMPs und cVEMPs) zu treffen, betrachten wir die Ergebnisse der VEMP Messungen, welche in Abb. 5.1 und 5.2 grafisch dargestellt sind. Hierbei fällt zunächst der Unterschied im jeweiligen Wertebereich der Erhebungsmethoden auf. Die hohe Differenz der cVEMPs Amplituden im oberen zweistelligen μV Bereich gegenüber den Potentialen der oVEMP Messungen im unteren einstelligen μV Bereich markiert einen signifikanten Einfluss der *Messart* mit einem sehr hohen partiellen Eta-Quadrat von $0,835$.
Betrachten wir zunächst den Übergang der Amplitudenstufen 80 dB(C) auf 95 dB(C).

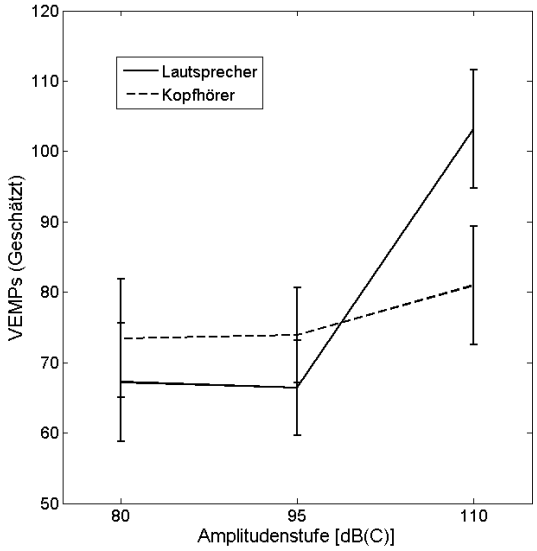

Abb. 5.1: Mittelwert und Standardfehler der VEMP Messung über den Amplitudenstufen - cVEMP Messungen.

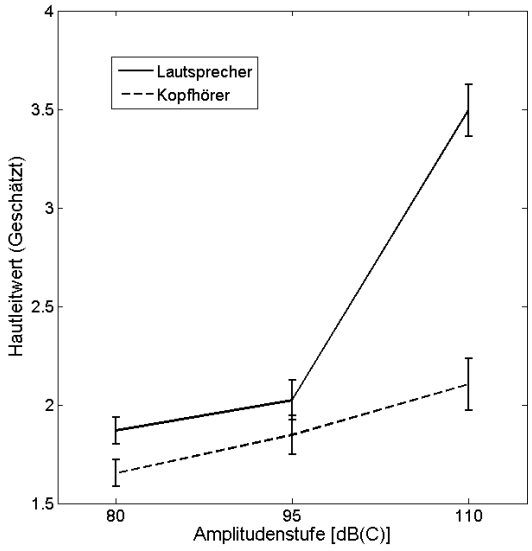

Abb. 5.2: Mittelwert und Standardfehler der VEMP Messung über den Amplitudenstufen - oVEMP Messungen.

Die gemessenen VEMPs aus Kap. 4.1 zeigen für die Lautsprecher- und Kopfhörerstimulation kaum eine Änderung der ermittelten Daten. Die Potentialänderungen beim Übergang von der unteren auf die mittlere Amplitudenstufe liegen alle im einstelligen, bei der oVEMP-Kopfhörermessung im oberen einstelligen Prozentbereich. Die höheren Messwerte für die Anregung über Kopfhörer innerhalb der cVEMP Messungen für 80 dB(C) und 95 dB(C) lassen sich durch die verschiedenen Resonanzfrequenzen der Makulaorgane erklären, welche für den Sacculus gegenüber dem Ultriculus in einem höherfrequenten Bereich liegen (Todd u. a., 2009). Dies schlägt sich im signifikanten Einfluss der Effektinteraktion *Messart* und *Amplitudenstufen* nieder.

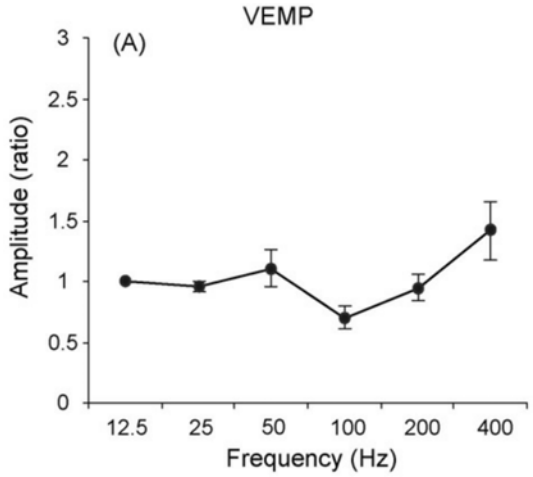

Abb. 5.3: cVEMP Antworten über Frequenz (Todd u. a., 2009, S. 46).

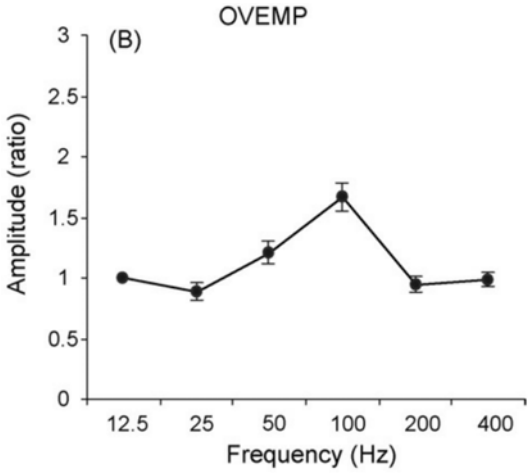

Abb. 5.4: oVEMPs Antworten über Frequenz (Todd u. a., 2009, S. 46).

Im Gegensatz zu oVEMPs, welche ein Maximum bei 100 Hz aufweisen (Abb. 5.3), ergeben Tuningkurven von cVEMPS (Abb. 5.3) ein höherfrequentes Maximum. Vergleicht man nun die Wellenformen der Stimuli in Abb. 3.10 und Abb. 3.11, lässt sich hier bereits erkennen, dass die Wiedergabe über Kopfhörer in den ersten Millisekunden zu höheren Amplituden

führt. Die Anfangsphase einer BD beinhaltet meist höhere Frequenzanteile als Mittel- oder Endteil, da oftmals die Frequenz über die Zeit abnimmt und das Einschwingen zusätzlich höhere Frequenzen hinzufügt. Die Kopfhörerwiedergabe führt zu höheren Amplituden im Frequenzbereich zwischen 100 Hz und 400 Hz, welche sich nach Abb. 5.3 zur Stimulation des Sacculus über die Luftleitung eignen. Dieser Unterschied in der optimalen Anregungsfrequenz erklärt die höheren Potentiale über Kopfhörerstimulation innerhalb der cVEMP Messung bei 80 dB(C) und 95 dB(C). Umso bemerkenswerter sind die Messwerte der cVEMP Messungen bei einem Pegel von 110 dB(C) für die Wiedergabe über Lautsprecher, da diese deutlich oberhalb der über den Kopfhörer ermittelten Potentiale liegen.
Vergleicht man die relative Zunahme bei 110 dB(C) gegenüber 95 dB(C), ergibt sich für die cVEMPs ein Anstieg der gemessenen Potentiale um $9,7\%$ bei Kopfhörer- und $55,3\%$ bei Lautsprecheranregung. oVEMPs zeigen über den gleichen Pegelbereich eine Erhöhung der Messwerte um $18,1\%$ bei Kopfhörer- und 72% bei Lautsprecheranregung. Die Messmethode der oVEMPs führt demnach zu einer stärkeren Reaktion beim Übergang von 95 dB(C) auf 110 dB(C) für beide Wiedergabesysteme.

Hierdurch wird ersichtlich, dass sich oVEMPs aufgrund ihrer Frequenzselektivität besser für die Bewertung der niedrigfrequenten Anregung des Vestibularsystems über die Knochenleitung eignen, wodurch sich die erste Hypothese aus Kap. 1 bestätigt. Das liegt daran, dass die oVEMPs für beide Wiedergabesysteme einen größeren Anstieg der Potentiale ergeben als cVEMPs. Ebenso wird der Prozess der oVEMP Messung trotz der längeren Versuchsdauer von den VPs als weniger anstrengend bewertet als die Durchführung der cVEMP Messung. Des Weiteren lassen sich die bei der oVEMP Potentialermittlung entstehenden Fraktale (z.B. durch Blinzeln) bei längerer Messdurchläufen besser beherrschen, als Rauschbildung während einer cVEMP Messung bedingt durch die Ermüdung der Halsmuskultur.
Ebenso bestätigt sich die zweite Hypothese aus Kap. 1, welche besagt, dass beim Überschreiten einer bestimmten Anregungsschwelle die Wiedergabe über Lautsprecher zu einer deutlich stärkeren vestibularen Anregung führt. Abhängig von der Erhebungsmethode der VEMP Messung übertrifft der Potentialanstieg durch die Lautsprecheranregung im Übergang von 95 dB(C) auf 110 dB(C) den der Anregung über Kopfhörer um Faktor 4 bzw. $5,2$. Die ermittelte Schwelle zur vestibularen Anregung liegt demnach für die verwendete Stimulus/Lautsprecherkombination im Pegelbereich zwischen 95 dB(C) und 110 dB(C).

Um nun eine Aussage über die emotionalen Beeinflussung durch die vestibulare Anregung zu treffen (Hypothese 3), betrachten wir die Werte zu Angenehmheit, Erregung und HLW-AMP. Die Bewertung der Angenehmheit ist in Abb. 5.5 und Abb. 5.6 grafisch dargestellt.

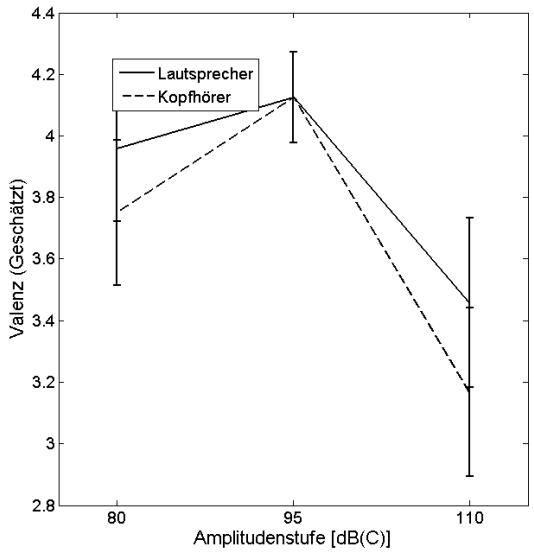

Abb. 5.5: Mittelwert und Standardfehler der Angenehmheitsbewertung über den Amplitudenstufen - cVEMP Messungen.

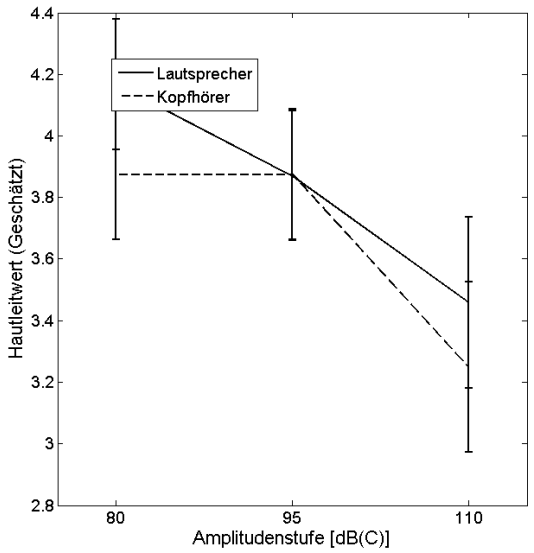

Abb. 5.6: Mittelwert und Standardfehler der Angenehmheitsbewertung über den Amplitudenstufen - oVEMP Messungen.

Die Messwerte zur Angenehmheit aus Kap. 4.3 werden signifikant von der Effektinteraktion *Messart * Amplitudenstufen* beeinflusst und variieren demnach zwischen den Erhebungsmethoden über dem Pegel. Während die oVEMP Messungen einen eher kontinuierlichen Abfall bzw. keine Änderung der empfundenen Angenehmheit ergeben, führen die cVEMP Messungen beim Übergang von 80 dB(C) auf 95 dB(C) zu einer Erhöhung der empfundenen Angenehmheit. Demnach wird der Stimulus der cVEMP Messmethode im Vergleich zur oVEMP Messmethode nur bei 95 dB(C) als angenehmer betrachtet. Während hier die Wiedergabesysteme als gleich angenehm bewertet werden, wird die Lautsprecherstimulation bei 80 (C) und 110 dB(C) als angenehmer empfunden. Gegenüber den Werten bei 95 dB(C) zeigen die 110 dB(C) Werte einen deutlichen Abfall der empfundenen Angenehmheit für beide Wiedergabesysteme.

Aufgrund der fehlenden Entkopplung der im Versuchsraum installierten Akustikelemente von der Raumwand führt die Wiedergabe des Stimulus über die Lautsprecheranlage zur Vibration der Elemente und damit zu einem Störgeräusch. Einige VPs erkundigen sich bereits während der Durchführung, wie sie die Angenehmheit in Anwesenheit des Störgeräuschs zu bewerten haben. Ein Teil der VPs gab selbständig an, die Wiedergabe aufgrund der Geräuschentwicklung als unangenehmer zu empfinden bzw. bewerten. Die Werte zur Angenehmheit müssen für den Lautsprecher bei 110 dB(C) als fehlerbehaftet angesehen werden, wodurch eine Vergleichbarkeit mit der Angenehmheitsbewertung der Kopfhörermessung nicht gegeben ist. Allerdings wird bei Lautsprecheranregung der von den VPs aufgrund der Störgeräusche negativer bewertete Stimulus bei 110 dB(C) im Vergleich zur Wiedergabe über Kopfhörer als angenehmer bewertet. Die Abweichungen zwischen den einzelnen Werten zur Angenehmheit sind bei dieser Lautstärke fast doppelt so hoch wie die Abweichungen der Erregungsbewertung und zeigt damit, wie unterschiedlich angenehm die Stimuli von den VPs empfunden werden.

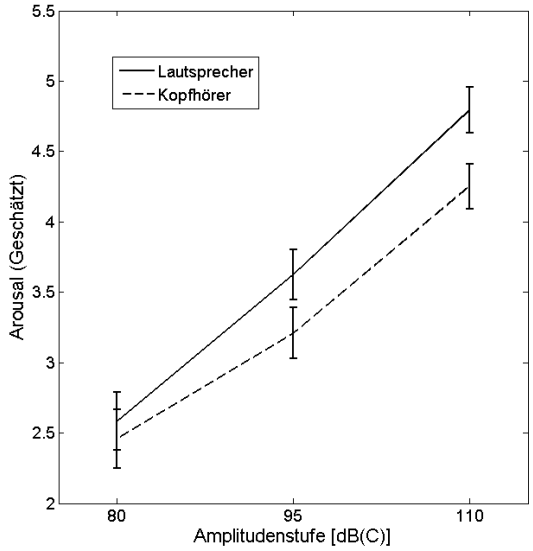

Abb. 5.7: Mittelwert und Standardfehler der Erregungsbewertung über den Amplitudenstufen - cVEMP Messungen.

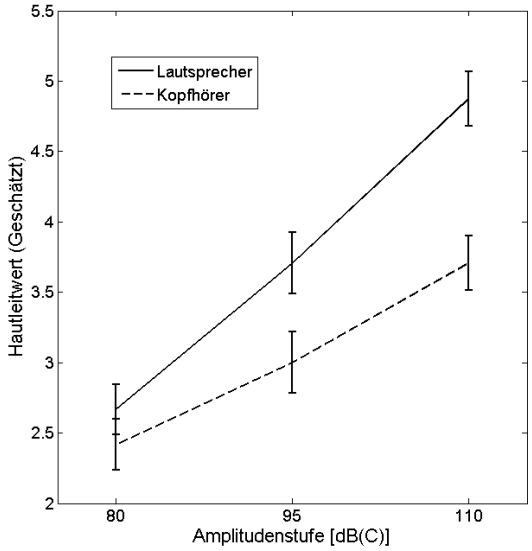

Abb. 5.8: Mittelwert und Standardfehler der Erregungsbewertung über den Amplitudenstufen - oVEMP Messungen.

Die Erregung wird neben dem Einfluss der *Amplitudenstufen* auch vom *Wiedergabesystem* signifikant beeinflusst. Die Ergebnisse aus Kap. sind in Abb. 5.7 und Abb. 5.8 grafisch dargestellt und zeigen bei Lautsprecheranregung eine höhere Erregung für alle Kombinationsmöglichkeiten gegenüber der Anregung über Kopfhörer. Unter Verwendung des Kopfhörers zeigen die Werte der oVEMP Messung einen verminderten Anstieg der Erregung über die Amplitude gegenüber denen der cVEMP Messung. Bei der Lautsprecheranregung wird der Stimulus in beiden Erhebungsmethoden allerdings als gleich anregend bewertet, was sich in einem signifikanten Einfluss der Effektinteraktion *Messart* und *Wiedergabesystem* zeigt.
Relevante Unterschiede zwischen oVEMPs und cVEMPs betreffen die Dauer eines Messdurchlaufs bzw. Anzahl der Stimulusiterationen sowie die Positionierung des Kopfes und der Augen während der Durchführung. Demnach würde die Verdopplung der Stimuluswiederholungen – und damit auch die Verlängerung der Versuchsdauer – sowie das konzentrierte „Starren“ auf den Fixpunkt zu einer verminderten Bewertung der Erregung über Kopfhörerstimulation bei der Messung der oVEMPs führen.

In der Bewertung der Erregung beträgt der Unterschied zwischen Kopfhörer- und Lautsprecheranregung bei 110 dB(C) cVEMPs einen Wert von $0,54$, während die oVEMP Messungen eine Differenz von $1,16$ ergeben. Bei 80 dB(C) beträgt die Differenz noch $0,12$ (cVEMPs) bzw $0,25$ (oVEMPs). Demnach ergibt sich für beide Erhebungsmethoden eine Erhöhung der Differenz zwischen den Wiedergabesystemen um den Faktor $4,5$ bzw $4,6$ und ein signifikanter Einfluss der Effektinteraktion *Wiedergabesystem* und *Amplitudestufe*. Allerdings zeigt sich dieser Einfluss bereits vor dem Erreichen der ermittelten vestibularen Anregungsschwelle.

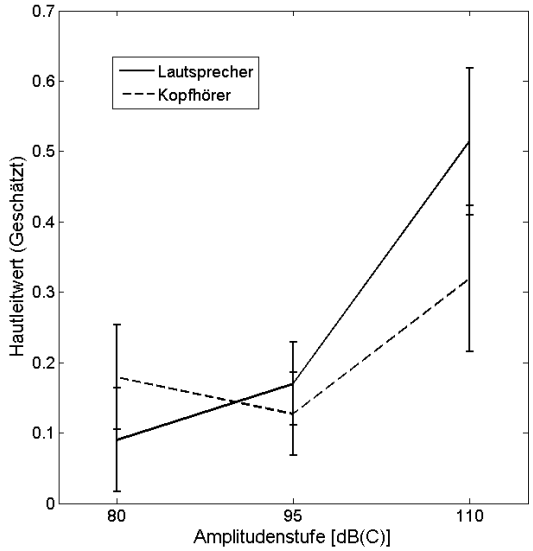

Abb. 5.9: Mittelwert und Standardfehler von HLW-AMP über den Amplitudenstufen - cVEMP Messungen.

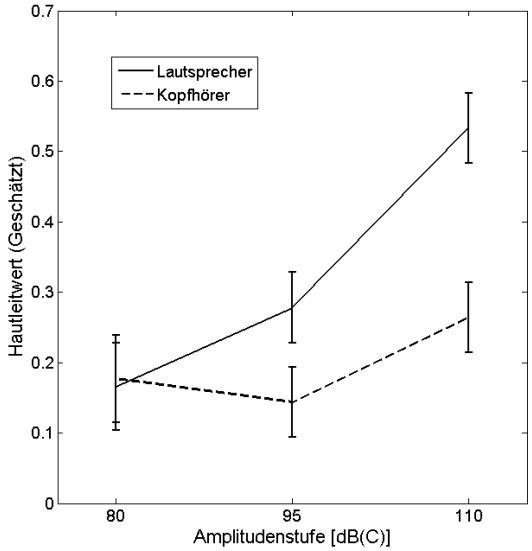

Abb. 5.10: Mittelwert und Standardfehler von HLW-AMP über den Amplitudenstufen - oVEMP Messungen.

In Abb. 5.9 und Abb. 5.10 sind die Ergebnisse der Veränderungen des Hautleitwerts grafisch über die Amplituden für beide Wiedergabesysteme und Erhebungsmethoden dargesellt. Die Differenz zwischen Kopfhörer und Lautsprecher bei 110 dB(C) beträgt für cVEMPs $0,196\mu S$ und für oVEMPs $0,269\mu S$. Die Streuung der Messwerte fällt bei cVEMP Messungen dabei deutlich weiter aus. In diesem Fall werden die Daten nicht von der Stimuluslänge bzw. der Anzahl der Stimulusiterationen beeinflusst, da zur HLW-AMP Berechnung die Auswertungsbereiche beider Erhebungsmethoden identisch sind. In Abb. 5.11 befinden sich die Mittelwerte der Hautleitwertmessungen über die VPs bei 110 dB(C) über die Zeit in Samples. Um die Vergleichbarkeit zu verbessern, wurde bei dieser Darstellung der HLW zu Beginn des Stimulus als Nullpunkt definiert, da zur Analyse nur die maximale Differenz zum Startwert benötigt wird. Bei der Hautleitwertsänderung handelt es sich nach Abb. 5.11 um eine Verminderung des HLW, welche bei Wiedergabe des Stimulus über Lautsprecher deutlich stärker auftritt. Eine Verminderung der Schweißdrüsenaktivität und dadurch auch des HLW wird allgemein mit einem Zustand der Entspannung assoziiert (Velden, 1994). Allerdings lässt sich eine Verminderung des HLW auch bei Aktivierung, z.B. beim Lösen von Rechenaufgaben unter Lärmbelästigung und Zeitdruck, beobachten (Fahrenberg u. Myrtek, 2005). Die stärkere Reaktion des HLW bei Verwendung der Lautsprecher (Abb. 5.11) lässt sich demnach mit einer erhöhten Aktivierung erklären. Einen Zusammenhang zwischen der emotionalen Erregung und dem HLW beim Hören von Musik konnten Khalfa u. a. (2002) bereits herstellen.

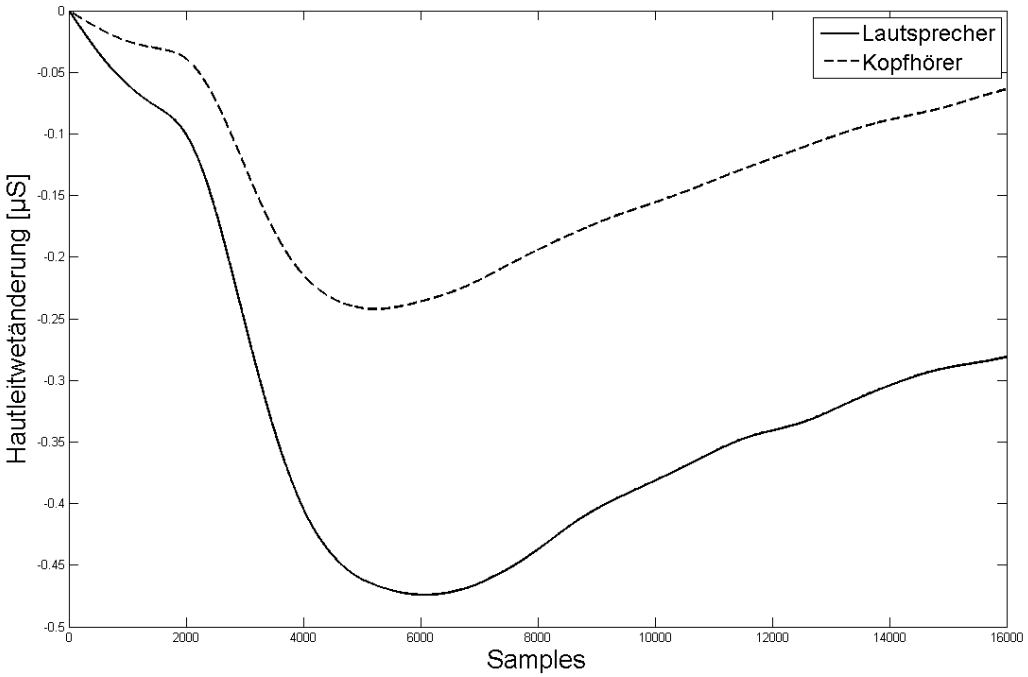

Abb. 5.11: Mittelwerte der Hautleitwerte bei 110 dB(C) für Lautsprecher und Kopfhörer.

Die Ergebnisse aus Tab. 5.1 zeigen identisch gerichtete signifikante Effekte für Erregung und HLW-AMP in Bezug auf den Einfluss des *Wiedergabesystems* und der *Amplitudenstufen*. Besonders hervorzuheben ist allerdings der Einfluss bei der Interaktion beider Effekte, welche die Unterschiedlichen Entwicklung der Messwerte beider *Wiedergabesysteme* über die *Amplitudenstufen* kennzeichnet. Die Interaktion dieser Effekte zeigt auf, ob sich die ermittelten Werte beider *Wiedergabesysteme* im Verlauf über die *Amplitudenstufen* unterscheiden. Hier zeigt sich ein signifikanter Einfluss der Effektinteraktion auf die gemessenen VEMPs,auf die Erregung und die Änderungen im Hautleitwert. Die Differenz zwischen Kopfhörer und Lautsprecher wird mit zunehmendem Pegel immer größer. Dieser Effekt tritt innerhalb der Erregungsbewertung bereits vor dem Erreichen der vestibularen Anregungsschwelle auf. Angesichts der konstant höheren Erregungsbewertung bei Lautsprecherstimulation lässt sich kein Einfluss aufgrund der Schwellenüberschreitung feststellen. Die ermittelten Daten eignen sich demnach nicht, um auch die dritte Hypothese zu bestätigen und einen direkten Zusammenhang zwischen dem Überschreiten der ermittelten vestibularen Anregungsschwelle und der emotionalen Bewertung der VPs herzustellen. Bei der Stimulation über Lautsprecher führt das Überschreiten der ermittelten Schwelle zu einer deutlich stärkeren Anregung der Makulaorgane, sowie zu einem stärkeren Abfallen des Hautleitwerts. Entsprechend ist davon auszugehen, dass die Schallübertragung über die Knochenleitung im Bassbereich einen größeren Einfluss auf den Musikhörenden ausübt als bisher angenommen.

Kapitel 6

Zusammenfassung

Ziel dieser Forschungsarbeit ist es, den Einfluss der Knochenleitung auf die vestibulare Anregung über tieffrequente Musikanteile zu untersuchen. Mit den Ergebnissen dieser Arbeit konnte nachgewiesen werden, dass die Knochenleitung bei der physikalischen und emotionalen Stimulation durch laute Bassklänge eine bedeutende Rolle spielt. Hierzu wurden mit 24 Versuchspersonen Hörversuche bei tieffrequenter Anregung über Kopfhörer und erstmals auch über Lautsprecher durchgeführt. Die emotionale Erregung und Angenehmheit wurde über einen Fragebogen ermittelt. Als weiterer Indikator zur Bewertung der Erregung der VP wurde die Veränderung des Hautleitwertes über die Dauer der Stimulation aufgezeichnet. Die quantitative Bewertung der Anregung des Gleichgewichtsssystems wird mittels VEMPs durchgeführt. Zum ersten Mal wurde dabei mit den oVEMPs eine neue Messmethode anstelle der etablierten cVEMPs verwendet.
Dabei konnte gezeigt werden, dass sich die Ermittlung der oVEMPs zur Bewertung tieffrequenter vestibulärer Anregung aufgrund der Frequenzsensitivität und Handhabung besser eignet als die Ermittlung der cVEMPs. Die gemessenen VEMPs zeigen bei der Stimulation über Lautsprecher für die 110 dB(C) *Amplitudenstufe* eine deutlich stärkere Anregung des Vestibularsystems, sowohl gegenüber der Kopfhörerstimulation bei 110 dB(C) als auch gegenüber der Lautsprecherstimulation bei 95 dB(C). Die gesuchte vestibulare Anregungsschwelle befindet sich demnach für das verwendete Stimulussignal zwischen 95 dB(C) und 110 dB(C). Die Veränderungen des Hautleitwerts sowie die Bewertungen der Erregung zeigen einen signifikanten Einfluss der Emitter in Interaktion mit dem Schalldruckpegel. Demnach ergibt sich bei der Wiedergabe über Lautsprecher mit steigendem Schalldruckpegel eine stärkere Zunahme der Erregung als bei der Wiedergabe über Kopfhörer. Allerdings wird die Wiedergabe des Teststimulus über Lautsprecher gegenüber der Kopfhörerwiedergabe bei allen **getesteten** Lautstärkepegeln als erregender bewertet. **Somit zeichnet sich die stärkere Zunahme der bewerteten Erregung bei Stimulation über Lautsprecher bereits vor dem Erreichen der Anregungsschwelle ab und kann daher nicht mit dieser in Verbindung gebracht werden.**

Aufgrund einer Störgeräuschentwicklung ist die Angenehmheitsbewertung der Lautsprecherstimulation im Schwellenbereich verzerrt, so dass eine Vergleichbarkeit mit der Kopfhörermessung nicht vollständig gegeben ist. Jedoch wird beim überschreiten der Anregungsschwelle die Stimulation unabhängig von der Wahl des *Wiedergabesystems* als deutlich unangenehmer bewertet.
Insgesamt zeigt sich, dass die **laute** tieffrequente Stimulation, z.B. in einem Musikclub, eine anregende Wirkung auf das Gleichgewichtssystem hat, die sich nicht mittels Wiedergabe über Kopfhörer erreichen lässt. Zukünftige Forschungsarbeiten sollten in diesem Bereich die Rolle des jeweils verwendeten Wiedergabesystems bzw. die mögliche vibrotaktile Propagation niedrigfrequenter Stimuli bei der Planung stärker berücksichtigen.

Kapitel 7

Ausblick

Im Folgenden werden einige Weiterverarbeitungsmöglichkeiten der in dieser Forschungsarbeit ermittelten Daten erörtert sowie Optimierungen der Methodik im Bezug auf die Messaparatur und die Randbedingungen vorgeschlagen.

Inwiefern die persönliche Einstellung der VP die Messergebnisse beeinflusst, wurde bisher nicht untersucht. Um VPs zu kategorisieren, ermittelt Todd (2001) deren Affinität zum Schaukeln und dem Hören lauter Musik. Die Bewertung der Angenehmheit bei der Stimulation über Tonimpulse ist in Abb. 7.1 über die Anregungspegel für zwei Frequenzen dargestellt. Oberhalb von 90 dB(A) wird der tieffrequente Stimulus zwar bevorzugt, jedoch fällt die Bewertung bei 105 dB(A) bereits negativ aus. Nach der Aufteilung der VPs in zwei Gruppen – Gruppe S+ präferiert Schaukeln und das Hören lauter Musik, während S- dies nicht tut – ergeben die Bewertungen bei tieffrequenter Stimulation in Abb. 7.2 eine deutliche Differenz zwischen den Gruppen.

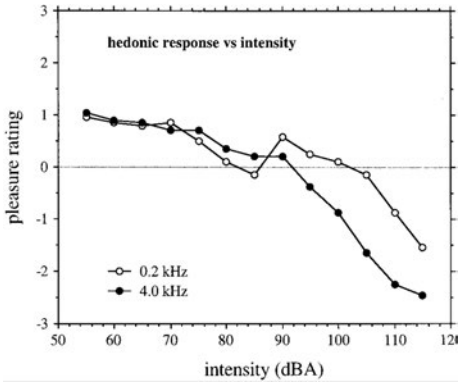

Abb. 7.1: Angenehmheit über Intensität bei Stimulation durch Tonimpulse (Todd, 2001, S.384)

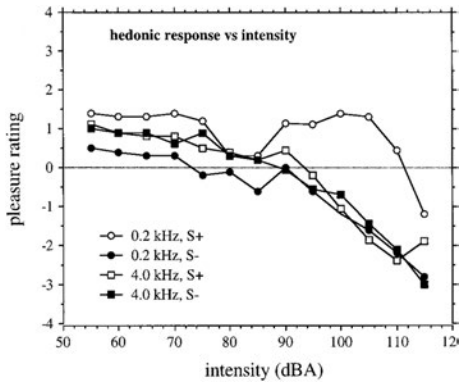

Abb. 7.2: Angenehmheit über Intensität bei Stimulation durch Tonimpulse mit Gruppenunterschied (Todd, 2001, S.385)

Die an diesem Versuch teilnehmenden VPs könnten ebenfalls in Gruppen aufgeteilt werden. Hierzu eignet sich der Sensation Seeking Index, welcher als „relativ stabiles Persönlichkeitsmerkmal“ (Hagenah, 2004) gilt und mit der Neigung zu speziellen Medieninhalten wie Horrorfilmen oder dem Konsum von Drogen korreliert (Hoyle u. a., 2002).

Zukünftige Forschungen können von dieser Arbeit in Form diverser Optimierungen in der Methodik profitieren. Um die aufgezeichneten VEMPs direkt beurteilen zu können, sollte die Möglichkeit der Mittelwertbildung in der Hardware/Software des EMG Aufzeichnungsgerätes implementiert werden. Um die Schärfe im Zeitbereich zu erhöhen, ist eine höhere Sample-

rate bei der EMG Abtastung erforderlich. Diese sollte sich in einem für EMG Messungen üblichen Bereich von 8196 sps befinden. Die verfügbare Anzahl der Sensoren kann ebenfalls erhöht werden, da die Differenz der Amplitude und Latenz zwischen den Muskeln der rechten und linken Seite bei bilateraler Anregung vernachlässigbar sind (Wang u. a., 2009; Kim u. Ban, 2012). Hierdurch lässt sich die Messdauer und damit ebenso die Anstrengung der VP vermindern.

Um die Verzerrung der Bewertung der Angenehmheit bei Lautsprecherwiedergabe zu minimieren, bedarf es eines gewissen Aufwands. Damit der Versuchsaufbau nicht in den reflexionsarmen Raum transferiert werden muss, könnte die Schwelle, welche zur vestibularen Anregung führt, zwischen der oberen und mittleren *Amplitudenstufe* genauer bestimmt werden. Dadurch liesse sich die Bewertung der Angenehmheit mitunter bei geringerer Schallintensität und Anregung von Raumelementen durchführen. Allerdings sollte der Raum auf Anfälligkeit zur Schallemissionsbildung aufgrund von Vibrationen überprüft werden. Um den Wertebereich der gefundenen Schwelle einzugrenzen, ist es nötig, die Anzahl an Stimulusinterationen zu erhöhen. Hierdurch wird das Rauschen weiter vermindert und somit die Qualität der Ergebnisse verbessert. Wie in Vorversuchen bereits beobachtet wurde, ergibt sich ein Sättigungsverhalten der VEMPs ab einer gewissen Dauer eines Messdurchlaufs bzw. einer bestimmten Anzahl an Stimulusiterationen. Die Versuchsdauer ist demnach nicht beliebig steigerungsfähig. Soll demnach nur die VEMP Schwelle, ohne Erregung der VP ermittelt werden, empfiehlt es sich, von der EDM typischen Wiederholungsrate abzukehren und die Schwelle mittels Tonimpulsen in einer höheren Wiederholungsrate für die Lautsprecherdarbietung zu untersuchen. Die von Sheykholeslami u. a. (2001) beobachtete Abnahme der VEMP Aktität bei Wiederholungsraten oberhalb von 10 Hz mittels Tonimpulsen wird von den Vorversuchen dieser Forschungsarbeit bestätigt und sollte daher nicht überschritten werden (Wu u. Murofushi, 1999).
Sollte die vestibulare Anregungsschwelle genauer untersucht werden, kann der Frequenzgang des verwendeten Lautsprechersystems nach Möglichkeit angeglichen werden. Inwieweit eine Optimierung der Lautsprecheranlage auf Frequenzlinearität durchgeführt werden kann, hängt von der genauen Position der Schwelle zwischen den beiden oberen Amplitudenstufen bzw. vom möglichen tieffrequenten Schalldruckpegel der verwendeten Lautsprecher ab. Eine Beeinflussung des Frequenzgangs hat meist einen Leistungsverlust zur Folge. Dies liegt an der Zunahme harmonischer Verzerrungen und dem dadurch verminderten nutzbaren Schalldruckpegel. Da die verwendeten Lautsprecher bereits am obersten Leistungslimit betrieben werden, ist eine Frequenzkorrektur hier nicht empfehlenswert. Ebenso könntem durch den Testaufbau in einem reflexionsarmen Raum die Differenzen im Frequenz- und Zeitbereich zwischen den Wiedergabesystemen verringert werden, wodurch aber auch die benötigte Leistung des Lautsprechersystems zur tieffrequenten Anregung ansteigt.

Anhang A

Geräte und Programme

Folgende Geräte und Programme wurden während der Erstellung der Masterthesis verwendet:

A.1 Geräte

- Intel Core Duo Notebook
- RME Fireface UFX Audiointerface
- Mind Media Nexus-4
- Mind Media NX-EXG-Ref1-Snap Kabel
- Mind Media NX-EXG2-Snap Kabel
- Mind Media NX-GSR1A SC/GSR Sensor
- Sennheiser CX 300 II In-Ear Kopfhörer
- Neumann KU 80 Kunstkopf
- NTI AL1 Schallpegelmessgerät (Klasse 2)
- 8 x Meyer Sound UPL-1 Lautsprecher
- d&b audiotechnik B1 Subwoofer
- Arztliege mit verstellbarem Rückenteil
- Riester Otosokop

A.2 Programme

- Mind Media Biotrace+ V2012
- Mathworks Matlab 7.12
- IBM SPSS Statistics 21
- Ableton Live! 8.12
- D16 Group Drumazon 1.44
- SPL Transient Designer 1.3
- SPL Passeq 1.0
- Waves L2 7.1.0.3
- MeldaProduction MAnalyzer 4.02

Anhang B

Matlab Algorithmus

```
function [x,y] = zerlege(Biotrace,i)
%Funktion zur Zerlegung eines EMG-Datenstroms über beiliegendes
%Taktungssignal.Die erste in "Biotrace" beinhaltet den Hautleitwert, die
%zweite Zeile die EMG-Daten, die dritte Zeile das Taktungssignal zur
%Bestimmungung von T_null.
%
%
%Aufruf: zerlege(Signal,Iterationen)
%Ausgabe: x: Mittelung der Potentiale
%         y: Hautleitwert ab T_0
% 20.06.2013                                                Harald Joachim Kern
%-----------------------------------------------------------------------------
Biotracenew=Biotrace(2,1:end);          %Extraktion der EMG-Daten
fs=1024;                                %Samplefrequenz des EMG-Datenstroms
fps=2;                                  %Stimuli pro Sekunde
block=fs/fps;                           %Blockgröße
x=zeros*(1:block);                      %Zielvektor
k=1;                                    %Zähler
for kk=720:1200                         %ermittle Startpunkt des Stimulus
    if Biotrace(3,kk) < -10             %teste auf negative Halbwelle
        delay(k)= kk;                   %extrahiere Samplenummer
        k=k+1;
    end
    if Biotrace(3,kk) > +10             %teste auf positive Halbwelle
        delay(k)= kk;                   %%extrahiere Samplenummer
        k=k+1;
    end
end
bl=delay(1);                            %Ergebnis der Startpunktbestimmung
y=Biotrace(1,bl:(fs/fps)*i);            %Extraktion des Hautleitwertes
                                        %ab Stimulusbeginn
if i=32                                 %Berechnung cVEMP
    k=0;
    for z = 1:i
        x=x+Biotracenew(bl:bl+block-1); %Blockentnahme
        k=k+1;
        bl=bl+block;                    %Blockshift
    end
end
if i=64                                 %Berechnung oVEMP
    k=0
    for z = 1:i
        tempBL=Biotracenew(bl:bl+block-1); %Analyse des Blocks auf
        if max(tempBL(1:200)) < 25         %Artefakte (Blinzeln)
            x=x+Biotracenew(bl:bl+block-1);%Blockentnahme und Summation
            k=k+1;
        end
```

```
        bl=bl+block;                        %Blockshift
        end
    end
    x=x/k;                                  %Ergebnis VEMP: Aufsummierte Blöcke
                                            %geteilt durch deren Anzahl
    y=Biotrace(1,bl:512*i);                  %Extraktion des Hautleitwertes
                                            %ab Stimulusbeginn
```

Literaturverzeichnis

2003/10/EG: *Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (Lärm).* Amtsblatt der Europäischen Union, 2003

Basta, D. ; Ernst, A.: cVEMPs im klinischen Einsatz. In: Iro, H. (Hrsg.) ; Waldfahrer, F. (Hrsg.): *Vertigo - Kontroverses und Bewährtes: 8. Hennig Symposium.* Springer, 2011, S. 39–44

Bickford, R.G. ; Jacobson, J.L. ; Cody, D.T.R.: Nature of Average Evoked Potentials to Sound and Other Stimuli in Man. In: *Annals of the New York Academy of Sciences* 112 (1964), S. 204–218

Békésy, G.v.: Über akustische Reizung des Vestibularapparates. In: *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere* 236 (1935), Nr. 1, S. 59–76

Blood, A.J. ; Zatorre, R.J.: Intensely Pleasurable Responses to Music Correlate with Activity in Brain Regions Implicated with Reward and Emotion. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences U S A* 98 (2001), Nr. 20, S. 11818–11823

Cazals, Y. ; Aran, J. ; Erre, J. ; Guilhaume, A. ; Aurousseau, C.: Vestibular acoustic reception in the guinea pig: A saccular function? In: *Acta Oto-Laryngologica* 95(1-4) (1983), S. 211–217

Colebatch, J.G. ; Halmagyi, G.M. ; Skuse, N.F.: Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. In: *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 57 (1994), Nr. 2, S. 190–197

Curthoys, I.S. ; Vulovic, V. ; Burgess, A.M. ; Cornell, E.D. ; Mezey, L.E. ; Macdougall, H.G. ; Manzari, L. ; McGarvie, L.A.: The basis for using bone-conducted vibration or air-conducted sound to test otolithic function. In: *Annals of the New York Academy of Sciences* 1233 (2011), Nr. 1, S. 231–241

Dibble, K.: The 1988 BEDA Discotheque Survey Project. In: *Proceedings of the Institute of Acoustics* 10 (1988), Nr. 7, S. 275–285

Dibble, K.: Hearing Loss & Music. In: *Journal of the Audio Engineering Society* 43 (1995), Nr. 4, S. 251–254, 256–258, 260–266

DIN 45680: *Messung und Beurteilung tieffrequenter Geräuschimmissionen.* Amtsblatt der Europäischen Union, August 2011

DIN EN 61672-1: *Elektroakustik - Schallpegelmesser - Teil 1: Anforderungen.* Amtsblatt der Europäischen Union, November 2003

Fahrenberg, J. ; Myrtek, M.: *Psychophysiologie in Labor, Klinik und Alltag: 40 Jahre Projektarbeit der Freiburger Forschungsgruppe Psychophysiologie : Kommentare und neue Perspektiven.* P. Lang, 2005 (Psychophysiologie in Labor und Feld)

Geisler, C.D. ; Frishkopf, L.S. ; Rosenblith, W.A.: Extracranial responses to acoustic clicks in man. In: *Science* 128 (1958), Nr. 3333, S. 1210–1211

Genuit, K: Tiefe Frequenzen sind nicht gleich tiefe Frequenzen - Tieffrequente Geräuschanteile und deren (Lärm-)Wirkungen. In: *DAGA Tagungsband - Stuttgart*, 2007, S. 939–940

Hagenah, J.: *Sportrezeption und Medienwirkung: eine dynamisch-transaktionale Analyse der Beziehungen zwischen Sportkommunikatoren und -rezipienten im Feld des Mediensports.* Fischer, 2004

Hoyle, R.H. ; Stephenson, M.T. ; Palmgreen, P. ; Lorch, E.P. ; Donohew, L.R.: Reliability and validity of a brief measure of sensation seeking. In: *Personality and Individual Differences* 32 (2002), Nr. 3, S. 401–414

Khalfa, S. ; Isabelle, P. ; Jean-Pierre, B. ; Manon, R: Event-related skin conductance responses to musical emotions in humans. In: *Neurosci Lett* 328 (2002), Nr. 2, S. 145–149

Kim, M-B. ; Ban, J.H.: The efficiency of simultaneous binaural ocular vestibular evoked myogenic potentials: a comparative study with monaural acoustic stimulation in healthy subjects. In: *Clinical and experimental otorhinolaryngology* 5 (2012), Nr. 4, S. 188–193

Lowenstein, O. ; Roberts, T.: The localization and analysis of the responses to vibration from the isolated elasmobranch labyrinth. A contribution to the problem of the evolution of hearing in vertebrates. In: *Journal of Physiology* 114 (1951), S. 471–489

McCown, W. ; Keiser, R. ; Mulhearn, S. ; Williamson, D.: The Role of Personality and Gender in Preference for Exaggerated Bass in Music. In: *Personality and Individual Differences* 23 (1997), Nr. 4, S. 543–547

Murofushi, T. ; Matsuzaki, M. ; Wu, C.: Short tone burst-evoked myogenic potentials on the sternocleidomastoid muscle: Are these potentials also of vestibular origin? In: *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery* 125 (1999), Nr. 6, S. 660–664

Naumann, H.H.: *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis. 1. Ohr.* Thieme, 1994 (Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis : in 3 Bänden / hrsg. von Hans Heinz Naumann)

Phillips-Silver, J. ; Trainor, L.J.: Feeling the beat: movement influences infant rhythm perception. In: *Science* 308 (2005), Nr. 5727, S. 1430+

Phillips-Silver, Jessica ; Trainor, L.J: Vestibular influence on auditory metrical interpretation. In: *Brain and Cognition* 67 (2008), S. 94–102

Saffer, F.: *Die technische Revolution der Musikwelt im zwanzigsten Jahrhundert*, Akademie für Musik, Kunst und Berufsausbildung in Göppingen, DEUTSCHLAND, Diss., 2001

Sheykholeslami, K. ; Habiby Kermany, M. ; Kaga, K.: Frequency sensitivity range of the saccule to bone-conducted stimuli measured by vestibular evoked myogenic potentials. In: *Hearing research* 160 (2001), Nr. 1-2, S. 58–62

TA-Lärm: *Sechste Allgemeine Verwaltungsvorschrift zum Bundes-Immissionsschutzgesetz (Technische Anleitung zum Schutz gegen Lärm).* Amtsblatt der Europäischen Union, August 1998

Todd, N: Evidence for a behavioral significance of saccular acoustic sensitivity in humans. In: *J Acoust Soc Am* 110 (2001), Nr. 1, S. 380–90

Todd, N. P. ; Cody, F. W.: Vestibular responses to loud dance music: A physiological basis of the r̈ock and roll threshold"? In: *Acoustical Sociely of America* 107 (2000), Nr. 1, S. 496–500

Todd, N. P. ; Rosengren, S. M. ; Govender, S. ; Colebatch, J. G.: Single trial detection of human vestibular evoked myogenic potentials is determined by signal-to-noise ratio. In: *J Appl Physiol* 109 (2010), Nr. 1, S. 53–9

Todd, N.P. ; Cody, F.W. ; Banks, J.R.: A saccular origin of frequency tuning in myogenic vestibular evoked potentials?: implications for human responses to loud sounds. In: *Hearing Research* 141 (2000), Nr. 1-2, S. 180–108

Todd, N.P.M. ; Rosengren, S.M. ; Aw, S.T. ; Colebatch, J.G.: Ocular vestibular evoked myogenic potentials (OVEMPs) produced by air- and bone-conducted sound. In: *Clinical neurophysiology* 118 (2007), Nr. 2, S. 381–390

Todd, N.P.M. ; S.M, Rosengren ; Colebatch, James G.: Tuning and sensitivity of the human vestibular system to low-frequency vibration. In: *Neuroscience Letters* 444 (2008), S. 36–41

Todd, N.P.M. ; S.M, Rosengren ; J.G., Colebatch: A utricular origin of frequency tuning to low-frequency vibration in the human vestibular system? In: *Neuroscience Letters* 451 (2009), S. 175–180

Townsend, G.L. ; Cody, D.T.: The averaged inion response evoked by acoustic stimulation: its relation to the saccule. In: *Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology* 80 (1971), Nr. 1, S. 121–131

Trainor, L.J. ; Gao, X. ; Lei, JJ ; Lehtovaara, K. ; L.R., Harris: The primal role of the vestibular system in determining musical rhythm. In: *Cortex* 45 (2009), S. 35–43

Tullio, P.: *Das Ohr und die Entstehung der Sprache und Schrift.* Urban & Schwarzenberg, 1929

Van Dyck, E. ; Moelants, D. ; Demey, M. ; Deweppe, A. ; Coussement, P. ; Leman, M.: The impact of the bass drum on human dance movement. In: *Music Perception* 30 (2013), Nr. 4, S. 349–359

Velden, M.: *Psychophysiologie.: Eine kritische Einführung.* Quintessenz-Zahnmedizin, 1994 (Quintessenz-Lehrbuch)

Walther, L.E. ; Hörmann, K. ; Pfaar, O.: Die Ableitung zervikaler und okulärer vestibulär evozierter myogener Potenziale. In: *HNO* 58 (2010), S. 1115–1131

Wang, SJ ; Jaw, FS ; Young, YH: Ocular vestibular-evoked myogenic potentials elicited from monaural versus binaural acoustic stimulations. In: *Clin Neurophysiol* 120 (2009), Nr. 2, S. 420–423

Welgampola, M.S. ; Colebatch, J.G.: Characteristics of tone-burst evoked myogenic potentials in the sternocleidomastoid muscles. In: *Otology & neurotology* 22 (2001), Nr. 6, S. 796–802

Wu, C.H. ; Murofushi, T.: The effect of click repetition rate on vestibular evoked myogenic potential. In: *Acta Otolaryngol* 119 (1999), Nr. 1, S. 29–32

Yund, E.W. ; Efron, R. ; Divenyi, P.L.: The effect of bone conduction on the intensity independence of dichotic chords. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 65 (1979), Nr. 1, S. 259–261

Zeiner-Henriksen, H.T.: Moved by the Groove. Bass Drum Sounds and Body Movements in Electronic Dance Music. In: Danielsen, A. (Hrsg.): *Musical Rhythm in the Age of Digital Reproduction.* Ashgate Publishing, Limited, 2010 (Ashgate Popular and Folk Music Series), S. 121–139