

Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

**Einfluss der Hörrehabilitation mittels aktiver Mittelohr- und Knochenleitungsimplantate auf
das Gleichgewicht**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

für das Fachgebiet

Medizin

Vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

Von: Antonia Brylok

Geboren am:

Betreuer: apl. Prof. Dr. rer. nat., rer. medic. habil. Torsten Rahne
Prof. Dr. med. habil. Stefan Plontke

Gutachter: Prof. Dr. med. Tino Prell, Halle (Saale)
Univ.-Prof. Dr. med. Arne-Wulf Scholtz, Innsbruck

Datum der Verteidigung: 15.11.2023

Referat

Der Hörverlust ist eine der häufigsten chronischen Erkrankungen, die im Alter auftreten. Es ist anzunehmen, dass ein Zusammenhang zwischen Gleichgewicht und Hören besteht und dass Hörverlust auch das Gleichgewicht beeinträchtigen kann. Diesbezüglich wurden bereits einige Studien an Normalhörenden durchgeführt, die zeigten, dass akustische Signale einen positiven Einfluss auf die Körperschwankung haben. Ob die apparative Hörrehabilitation zu einer Verbesserung des Gleichgewichts führen, wurde vorrangig an mit Cochlea-Implantaten oder konventionellen Hörgeräten versorgten Patienten unter Testung des statischen Gleichgewichts untersucht. Sie lassen eine positive Wirkung der Hörrehabilitation auf das Gleichgewicht vermuten, dennoch scheint unklar zu sein, worin dieser Effekt besteht. Ziel dieser Arbeit ist es, diesen Effekt bei der wenig untersuchten Patientengruppe mit hörrehabilitativen Maßnahmen durch aktive Mittelohr- und Knochenleitungsimplantate genauer zu spezifizieren und das Gleichgewicht unter unterschiedlichen Aspekten zu testen (statisch und dynamisch). Hierfür absolvierten die Versuchsteilnehmenden drei in sich geschlossene Experimente. Dies einmal in der bestversorgten (BV) und in der unversorgten (UV) Kondition unter ständiger Präsentation eines fluktuierenden Rauschsignals. Dadurch konnte der mögliche Effekt der Hörrehabilitation isoliert betrachtet werden. Es wurde eine prospektive, explorative, klinische Studie durchgeführt. Untersucht wurden 26 Personen, die entweder einseitig oder beidseitig mit teilimplantierten Hörgeräten (Vibrant Soundbridge® oder Bonebridge®) hörrehabilitiert wurden. Die Cranio-Corpo-Graphie zur Testung der vestibulospinalen Kontrolle zeigte keinen wesentlichen Unterschied im Mittelwertvergleich. Bei der Testung der posturalen Stabilität mit dem Interactive Balance System konnte im Vergleich der Mittelwerte kein deutlicher Unterschied festgestellt werden, auch wenn 42 % ihren Stabilitätsindex verbesserten. Die Oberkörperschwankungsauswertung durch das VertiGuard® System ergab in der BV-Kondition eine Zunahme der mediolateralen Schwankungswerte (UV: $0,46 \pm 0,24$; BV: $0,56 \pm 0,52$, $p=0,01$) beim Stehen auf Schaumstoff und eine Schwankungsreduktion (UV: $7,3 \pm 3,05$, BV: $6,11 \pm 1,72$, $p=0,03$) beim Gehen. Eine selektive Analyse der posturalen Subsysteme ergab eine Zunahme der vestibulären Komponente im bestversorgten Zustand (UV: $0,3 \pm 1,8$, BV: $1,1 \pm 1,2$, $p=0,02$). Subjektiv empfanden 4-7 % der Teilnehmenden, dass die Präsentation des Rauschens ihr Gleichgewicht verbesserte, 73-85 % empfanden keinen Unterschied und 7-23 % gaben eine Verschlechterung durch die Geräuschpräsentation an. Außerdem berichteten 46-50 % über eine bessere Aufgabenleistung unter der BV-Bedingung; 35-46 % empfanden keinen Unterschied und 4-15 % fanden die UV-Situation hilfreicher.

Brylok, Antonia: Einfluss der Hörrehabilitation mittels aktiver Mittelohr- und Knochenleitungsimplantate auf das Gleichgewicht, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 54 Seiten, 2022

Inhalt	
Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole	III
1 Einleitung	1
1.1 Anatomie des Ohres und Physiologie des Hörens	1
1.2 Anatomie und Physiologie des Gleichgewichtorgans	2
1.3 Hörrehabilitation mittels Bonebridge® und Vibrant Soundbridge®	3
1.4 Hören und der Einfluss auf das Gleichgewicht	8
2 Zielstellung	13
3 Material und Methoden	14
3.1 Experiment 1: Vestibulospinale Kontrolle	15
3.1.1 Messaufbau	16
3.1.2 Messdurchführung	16
3.1.3 Zielparameter	16
3.2 Experiment 2: Posturale Stabilität	18
3.2.1 Messaufbau	18
3.2.2 Messdurchführung	19
3.2.3 Zielparameter	20
3.3 Experiment 3: Messung der Oberkörperschwankung	21
3.3.1 Messaufbau	22
3.3.2 Messdurchführung	22
3.3.3 Zielparameter	23
3.4 Subjektive Einschätzung	24
4 Ergebnisse	25
4.1 Ergebnisse der Testung der vestibulospinalen Kontrolle	27
4.2 Ergebnisse der Testung der posturalen Stabilität	28
4.3 Ergebnisse der Testung der Oberkörperschwankung	29
4.4 Ergebnisse der subjektiven Befragung	32
4.4.1 Subjektive Einschätzung Frage 1	32

4.4.2	Subjektive Einschätzung der Frage 2	33
5	Diskussion.....	34
5.1	Vestibulospinale Kontrolle	34
5.2	Posturale Stabilität	34
5.3	Oberkörperschwankung	38
5.4	Wirkung der Hörgeräteversorgung auf das räumliche Hören.....	41
5.5	Subjektive Wahrnehmung der Versorgung	43
6	Zusammenfassung.....	44
7	Literatur.....	46
8	Thesen.....	54
	Erklärung über frühere Promotionsversuche und Selbständigkeitserklärung	V
	Danksagung.....	VI

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

Abkürzung	Bedeutung
°	Grad
A	Alpha
B	Beta
Abb.	Abbildung
AP	Audio Processor
BAHA	Bone anchored hearing aid
BB	Bonebridge
BMI	Body Mass Index
BV	Bestversorgt
CA	Californien
CCG	Cranio-Corpo-Graphie
CI	Cochlea-Implantat
Cm	Centimeter
CROS	Contralateral Routing of Signals
CT	Computertomographie
dB	Dezibel
DHI	Dizzyness Handicap Inventory
DIN	Deutsches Institut für Normung
Fa.	Firma
FFT	Fast Fourier Transformation
FMT	Floating Mass Transducer
Hz	Hertz
IBS	Interactive Balance System
ILD	Interaural Level Difference
ITD	Interaural Time Difference
ISO	International Organization for Standardization
kHz	Kilo Hertz
M	Meter
MW	Mittelwert
mV	Millivolt

NY	New York
SBDT	Standard Balance Deficit Test
SNHL	Sensoneurinal Hearing Loss
SSD	Single Sided Deafness
SPL	Sound pressure level
USA	United States of America
UV	Unversorgt
VEMP	Vestibulär evozierte myogene Potenziale
vHIT	Video Head Impulse Test
VORP	Vibrating Ossicular Replacement Prosthesis
VSB	Vibrant Soundbridge
WHO	World Health Organization
YLD	Years lived with disability

1 Einleitung

Der Gleichgewichtssinn ist ein komplexer Prozess, welcher aus der kognitiven Bewertung unterschiedlicher sensorischer Informationen entsteht (Mergner T. et al. 2002; Vitkovic et al. 2016; Seiwert et al. 2018). Diese Informationen stammen aus dem visuellen, dem propriozeptiven und dem vestibulären System (Dozza et al. 2007). Aufgrund der anatomischen Nähe zwischen Vestibularorgan und Hörorgan und der Tatsache, dass die Otolithen auch auf akustische Signale reagieren, ist die Überlegung, dass das Hören ebenfalls einen Einfluss auf das Gleichgewicht hat, naheliegend (Walther et al. 2010). Diese Hypothese kann durch einige Untersuchungen an Normalhörenden gestützt werden (Kanegaonkar et al. 2012; Vitkovic et al. 2016). Ebenso konnte gezeigt werden, dass Personen mit einer Hörbeeinträchtigung eine höhere Sturzneigung aufzeigen (Viljanen et al. 2009). In dieser Arbeit soll der mögliche Effekt von hörrehabilitativen Maßnahmen in Form von aktiven Knochenleitungs- und Mittelohrimplantaten auf dynamische und statische Gleichgewichtsprozesse untersucht werden.

1.1 Anatomie des Ohres und Physiologie des Hörens

Anatomisch setzt sich das Ohr aus dem äußeren Ohr, dem Mittelohr und dem Innenohr zusammen. Zum äußeren Ohr gehört die Ohrmuschel, der äußere Gehörgang und das Trommelfell. Das Trommelfell stellt die Verbindung zum Mittelohr dar, welches ein luftgefüllter Raum ist. Dieser steht über die Tuba auditiva mit der Nasopharynx in Verbindung. Die Paukenhöhle befindet sich im zentralen Anteil des Mittelohrs und beinhaltet die Ossicelkette bestehend aus Incus, Malleus und Stapes. Diese Gehörknöchelchen dienen der Übertragung des Schalls auf das Innenohr und der Impedanzanpassung (Gürkov 2016).

Im Felsenbein liegt neben dem Mittelohr auch das Innenohr. Dieses wird in ein knöchernes und ein membranöses Labyrinth unterteilt (Gürkov 2016). Im knöchernen Labyrinth befindet sich die Perilymphe als eine der beiden im Innenohr vorkommenden Flüssigkeiten. Die Perilymphe weist einen ähnlichen Elektrolytgehalt wie der Liquor auf. Sie hat einen hohen Natriumgehalt und eine niedrige Kaliumkonzentration. Die Perilymphe steht über den Aquaeductus cochleae mit dem Subarachnoidalraum in Verbindung. Teilweise stammt die Perilymphe durch Diffusionsvorgänge vom Liquor cerebrospinalis, und teilweise wird sie durch Ultrafiltration aus den Blutgefäßen gewonnen.

Die Endolymphe füllt dagegen das membranöse Labyrinth (unter anderem die Scala media der Cochlea, Sacculus, Utriculus und die Bogengänge) aus. Die Kaliumkonzentration der Endolymphe ist im Gegensatz zur Perilymphe sehr hoch. Durch diesen Konzentrationsgradienten

ergibt sich eine elektrische Spannungsdifferenz von 155 mV. Dieses elektrische Potential ist die Grundlage für die Reiztransformation der Cochlea (Behrbohm et al. 2012).

Der normale Hörbereich eines erwachsenen Menschen liegt zwischen 16 Hz und 20 kHz. Die größte Empfindlichkeit des Gehörs liegt im Bereich von 2-5 kHz (Baumann 2010). Die Wahrnehmung und Weiterleitung des Schalls erfolgt über zwei unterschiedliche Wege. Zum einen wird der Schall vom Trommelfell über die Gehörknöchelkette an das Innenohr geleitet. Dies bezeichnet man als Luftleitung. Zum anderen kann der Schall durch die Schwingung der Schädelknochen an das Innenohr weitergeleitet werden (Knochenleitung) (Baumann 2010).

Durch die Weiterleitung des Schalls und die damit verbundene Bewegung des Stapes im ovalen Fenster zur Cochlea kommt es zu einer Volumenverschiebung der Perilymphe. Dadurch entsteht eine Wanderwelle, die sich in der Cochlea, ausgehend vom Stapes, Richtung Helicotrema und dann als retrograde Welle zum runden Fenster fortsetzt. Schwingungen mit hohen Frequenzen haben ihr Schwingungsmaximum im basalen Bereich der Cochlea (cochleobasal), während niedrige Frequenzen ihr Schwingungsmaximum in der Nähe des Helicotremas erreichen, also apicochleär. Durch die Auslenkung der Basilarmembran entstehen Scherkräfte, die einen adäquaten Reiz für die Haarzellen darstellen. Die Haarzellen leiten nun die Sinnesinformationen über den Nervus vestibulocochlearis in die zentrale Hörbahn. (Boenninghaus und Lenarz 2012)

1.2 Anatomie und Physiologie des Gleichgewichtorgans

Der Vestibularapparat setzt sich aus Sacculus, Utriculus und den Bogengängen zusammen. Sacculus und Utriculus befinden sich im knöchernen Vorhof zwischen der Cochlea und den Bogengängen. Die Sinneszellhaare sind in die gallertige Otolithenmembran eingebettet, in deren Oberfläche sich kleine Kalziumkarbonatkristalle befinden.

Die knöchernen Bogengänge stehen in den drei Hauptebenen des Raumes nahezu senkrecht zueinander. In diesen liegen die häutigen Bogengänge, die mit kaliumreicher Endolymphe gefüllt sind. Die Sinnesendstellen befinden sich in den Ampullen der Bogengangsschläuche und reichen bis in die Cupula, einer gallertigen mukopolysaccharidhaltigen Masse hinein (Boenninghaus und Lenarz 2012).

Der Otolithenapparat übermittelt Informationen über die Lage des Kopfes im Raum. Durch lineare Beschleunigung kommt es zu einer Verschiebung der Otolithen und damit verbunden zu einer Abscherung der Sinneszellen. Die Macula utriculi vermittelt hierbei Informationen über lineare, horizontale Bewegungen und die Macula sacculi über lineare, vertikale Bewegungen (Boenninghaus und Lenarz 2012).

Der Bogengangapparat informiert dagegen über Drehbeschleunigungen des Kopfes. Hierbei kommt es zur Bewegung der Endolymphe, die wiederum die Cupula auslenkt und zu einer Abscherung der Sinneszellen führt (Boenninghaus und Lenarz 2012). Die Sinneszellen leiten nun die Informationen über den Nervus vestibularis zu den Vestibulariskernen im Kleinhirn fort (Boenninghaus und Lenarz 2012).

1.3 Hörrehabilitation mittels Bonebridge® und Vibrant Soundbridge®

In einer aktuellen Stellungnahme gab die WHO bekannt, dass weltweit 430 Millionen Menschen unter einem mittelschweren bis schweren Hörverlust leiden. Dies bedeutet, dass 5,5% der Weltbevölkerung betroffen sind (World Health Organization 2021). Nach Klassifikation der WHO erfolgt die Abstufung des Hörverlusts in geringgradige, mittelgradige, moderat hochgradige, hochgradige oder an Taubheit grenzend hochgradige, sowie vollständige Schwerhörigkeit. Schätzungen zufolge wird der Anteil der Menschen, die unter einem Hörverlust leiden, im Jahr 2050 bei 900 Millionen liegen (World Health Organization 2021). Dies liegt zu einem an der steigenden Lebenserwartung und der damit zunehmenden Altersschwerhörigkeit, an den sensibleren technischen Möglichkeiten einen Hörverlust zu diagnostizieren, der Aussetzung gegenüber berufsbedingtem Lärm, sowie der Lärmbelastung in der Freizeit (Verwendung von Audiogeräten bei hoher Lautstärke) und Infektionskrankheiten wie Meningitis oder chronischen Ohrinfektionen (Olusanya et al. 2014; World Health Organization 2021).

Bei der Global Burden of Disease, einer Studie zur Quantifizierung von Todesfällen, Krankheiten, Behinderung und Risikofaktoren, gehört der Hörverlust zu den sechs führenden Beeinträchtigungen. Diese Einstufung erfolgte unter der Betrachtung der Jahre, die die Menschen mit dieser Behinderung leben (YLD) müssen. Bei den YLD handelt es sich um ein Produkt aus Prävalenz und Schweregrad der Behinderung, welches um die Komorbiditäten bereinigt wurde (James et al. 2018).

Bei 32 Millionen Menschen beginnt der Hörverlust bereits in der Kindheit und ein Drittel der Menschen über 65 Jahre sind von einem einschränkenden Hörverlust betroffen (Sprinzl und Wolf-Magele 2015).

Bereits seit den 1930er Jahren bestehen Überlegungen hinsichtlich der Hörrehabilitation unter Umgehung des äußeren Gehörgangs. Durch den Okklusionseffekt des äußeren Gehörgangs durch konventionelle Hörgeräte waren diese für einige Patientengruppen ungeeignet. Einige Betroffene konnten aufgrund einer kongenitalen Ohratresie nicht mit konventionellen Hörgeräten versorgt werden. Außerdem traten durch den Verschluss des Gehörgangs durch die Hörgeräte einige Probleme zu Tage, wie zum Beispiel eine ständige Entzündung, die das Tragen

der Hörhilfen deutlich erschwerte. Weiterhin lehnten einige zu Behandelnden das Tragen von konventionellen Hörgeräten generell ab. Dies geschah neben den o.g. Ursachen auch aus psychologischen Gründen, wie zum Beispiel der Angst vor einer möglichen Stigmatisierung (Labassi et al. 2017).

1994 wurde durch die Firma Symphonix Inc. (San Jose, CA, USA) das erste teilimplantierte Mittelohrimplantat für die Anwendung am Menschen zugelassen: Die Vibrant Soundbridge® (VSB). Im Gegensatz zu den klassischen Hörgeräten werden die akustischen Signale nicht durch das Gerät produziert, sondern es entsteht eine direkte mechanische Stimulation der Ossicel und über das ovale Fenster der Perilymphe. Die VSB (Abb. 1) besteht aus einem internen und einem externen Teilstück (Labassi et al. 2017).

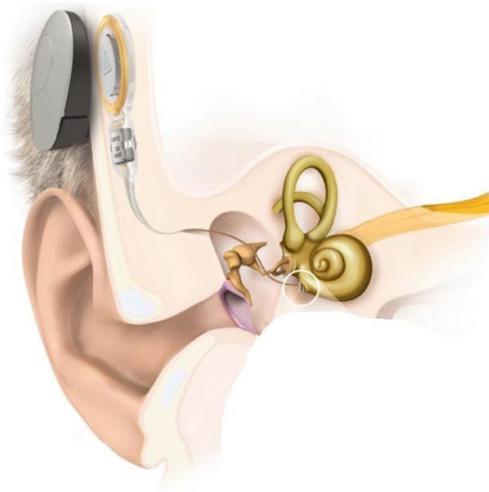


Abb. 1: Schemazeichnung Vibrant Soundbridge® (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. MED-EL, Innsbruck)

Das innenliegende Stück ist der vibrationsfähige Ersatz für die Gehörknöchelkette (Vibrant Ossicular Prosthesis = VORP, Abbildung 2) und besteht aus dem Demodulator (↑) und Empfänger (*), dem Transducer (▲) und dem verbindenden Stromleiter.

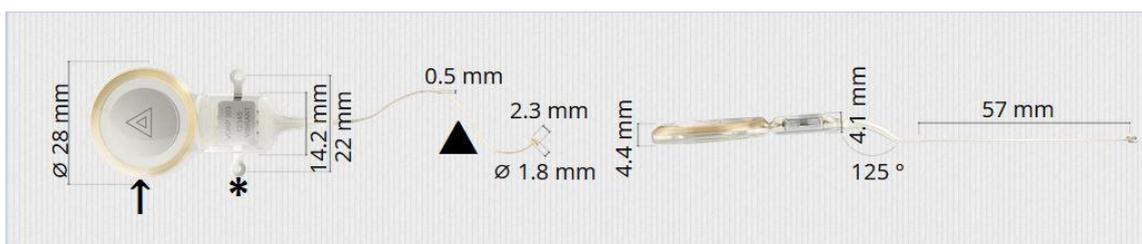


Abb. 2: Vibrant Ossicular Prosthesis (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. MED-EL, Innsbruck)

Demodulator und Spule werden hinter dem Ohr über dem äußeren Schädelknochen implantiert. Innerhalb der Spule befindet sich ein Magnet, der dafür sorgt, dass der Audioprozessor außen

am Kopf gehalten wird. Der Transducer (FMT, Abb. 3) wird über eine Titanklammer an der Gehörknöchelkette angebracht und beinhaltet eine Empfängerspule und einen Magneten, der sich oszillierend bewegt und dadurch den Transducer in Bewegung versetzt. Dadurch wird die natürliche Bewegung der Gehörknöchelkette nachgeahmt (Labassi et al. 2017).

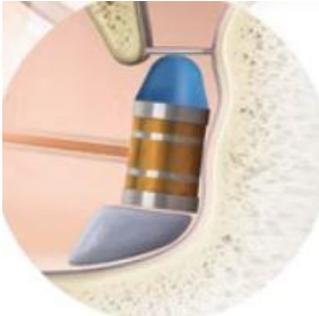


Abb. 3: Floating Mass Transducer (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. MED-EL, Innsbruck)

Außenliegend am Kopf befindet sich der Audioprozessor mit einem Dualbandbreite-Dynamikverstärker zwischen 250 und 8000 Hz, welcher ein Mikrophon, die Batterien und einen Signalverarbeitungschip enthält (Dazert S. et al. 2000).

Die Soundbridge funktioniert dadurch, dass der Audioprozessor die Geräusche aus der Umwelt durch die Mikrophone aufnimmt und an den Demodulator weiterleitet, der die modulierten Frequenzen über den Stromleiter an den Transducer (FMT) weitergibt. Hier werden die elektrischen Wechselspannungspotentiale induktiv durch den Magneten nun in mechanische Schwingungen umgewandelt und dadurch das Mittel- und nachfolgend das Innenohr stimuliert (Dazert S. et al. 2000). Durch die direkte Stimulation der Gehörknöchelkette bzw. der Flüssigkeiten in der Cochlea kann die Luftleitungsstimulation umgangen werden. Je nach Art des Hörverlusts kann der Transducer an unterschiedlichen Stellen in der Gehörknöchelkette angebracht werden oder auch direkt an den Fenstern zur Cochlea (Labassi et al. 2017).

Die Indikation zur Implantation der Vibrant Soundbridge® liegt bei Personen mit Schwerhörigkeit vor, bei denen eine Versorgung mittels konventioneller Hörgeräte nicht mehr ausreichend oder nicht möglich ist, beispielsweise bei Fehlbildungen, nach (mehrfachen) Ohroperationen oder rezidivierenden Entzündungen des äußeren Gehörgangs. Die audiologische Indikation liegt bei einer entweder rein sensorischen Hörstörung, einer reinen Schalleitungsstörung, oder einer kombinierten pantonalen Schwerhörigkeit und einem Lautstärkeverlust von 10-65 dB (Lenarz et al. 1998) (Abb. 4 und 5) vor. Eine Implantation ist hierbei bereits ab einem Alter von fünf Jahren möglich (Tisch 2017).

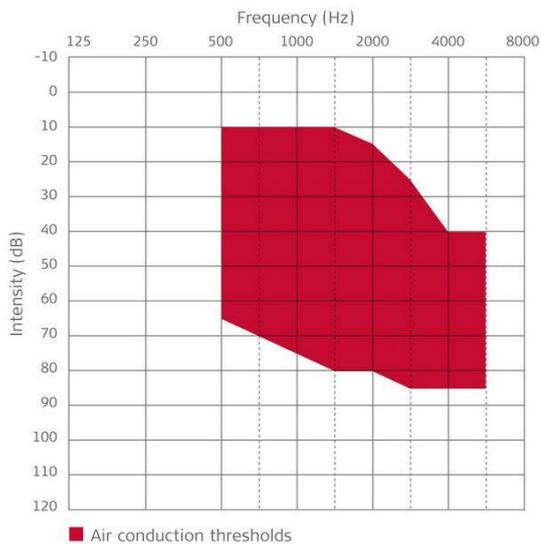


Abb. 4: Indikationsbereich der Luftleitung zur Implantation einer VSB bei Schallempfindungsstörungen (Mit freundlicher Genehmigung von Fa. MED-EL, Innsbruck)

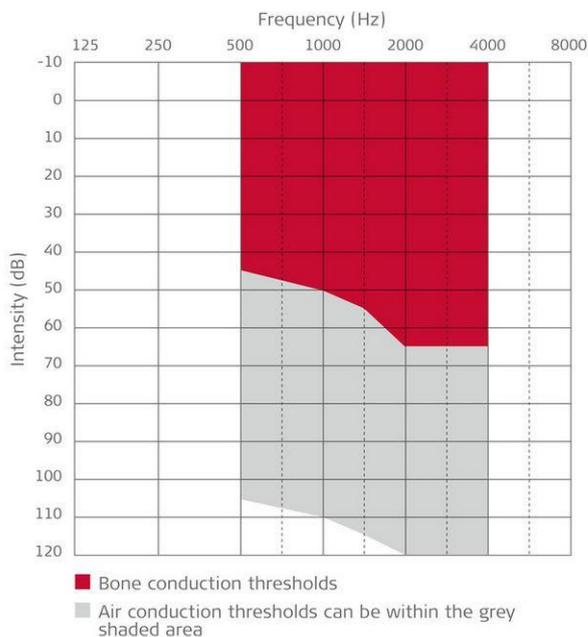


Abb. 5: Indikationsbereich der Knochenleitung zur Implantation einer VSB bei Schalleitungs- oder kombinierter Hörstörung (Mit freundlicher Genehmigung von Fa. MED-EL, Innsbruck)

Eine andere Möglichkeit der Hörrehabilitation ist die Versorgung mit Knochenleitungshörgeräten. Beim Menschen kommt es durch den Schall, der auf das Ohr trifft, zu einer Kompression des Schädelknochens. Nachfolgend kommt es zu einer Schwingungsübertragung auf die Cochlea und damit auf die darin enthaltene Peri- und Endolymphe. Die Haut als natürliche Barriere dämpft die Schwingungsamplitude frequenzabhängig (Sprinzl und Wolf-Magele 2015).

1988 wurden die „Bone-anchored hearing aid“-Systeme (BAHA-Systeme) eingeführt. Bei diesen Systemen wird eine Schraube perkutan direkt im Mastoid befestigt und mit dem Audioprozessor verbunden (Beynon et al. 1992). Dadurch wird der Schall direkt auf den Schädelknochen übertragen, ohne dass eine Abschwächung der Intensität durch die Haut erfolgt. Diese perkutanen Knochenleitungsgeräte tragen allerdings den Nachteil der Hautreizung mit sich. Als häufige Komplikationen sind Weichgewebewucherungen, sowie Hautinfektionen in ca. 24% der Fälle beschrieben (Hobson et al. 2010). Deswegen wurde nach alternativen Möglichkeiten gesucht, die die Haut nicht perforieren. Die Bonebridge® wurde als transkutanes Knochenleitungsimplantat entwickelt und 2011 das erste Mal implantiert (Sprinzl und Wolf-Magele 2015).

Die Bonebridge® beinhaltet einen außenliegenden Soundprozessor, der die Umgebungsgeräusche aufnimmt und über Induktion an die innenliegende Spule überträgt. Von der Spule aus werden die elektrischen Frequenzen an den Demodulator weitergeleitet, der diese modifiziert (siehe Abb. 6). Anschließend werden sie an den Transducer (FMT) übermittelt. Der Transducer wandelt die elektrischen Signale in mechanische Schwingungen um, die dadurch auf den Schädelknochen und damit auf die Cochlea übertragen werden. Das innenliegende System wird durch Schrauben an dem Temporalknochen unter der Haut befestigt, um Kontakt zur Dura Mater, zu dem Sinus und äußeren Gehörgang zu vermeiden. Ein Magnet hält den Audioprozessor über dem Implantat außen am Kopf an seinem Platz (Rahne et al. 2015).



Abb. 6: Schemazeichnung Bonebridge® (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. MED-EL, Innsbruck)

Die Indikationen für die Implantation der Bonebridge® sind ein Schallleitungs- oder kombinierter Hörverlust mit einer Schallempfindungs-Komponente von max. 45 dB bei Frequenzen zwischen

0,5 und 4 kHz, eine chronische Otitis media mesotympanalis und unzureichende Hörrehabilitation nach (mehrfacher) Tympanoplastik, sowie eine eingeschränkt mögliche konventionelle Hörgeräteversorgung (z.B. Malformationen, erworbene Schwerhörigkeiten nach operativen Eingriffen am Mittelohr oder Schläfenbein, sowie sklerosierende Mittelohrerkrankungen) und als CROS-Versorgung bei einseitiger Taubheit (SSD) (Sprinzl und Wolf-Magele 2015; DGHNO-KHC 2017) (siehe Abb. 7).

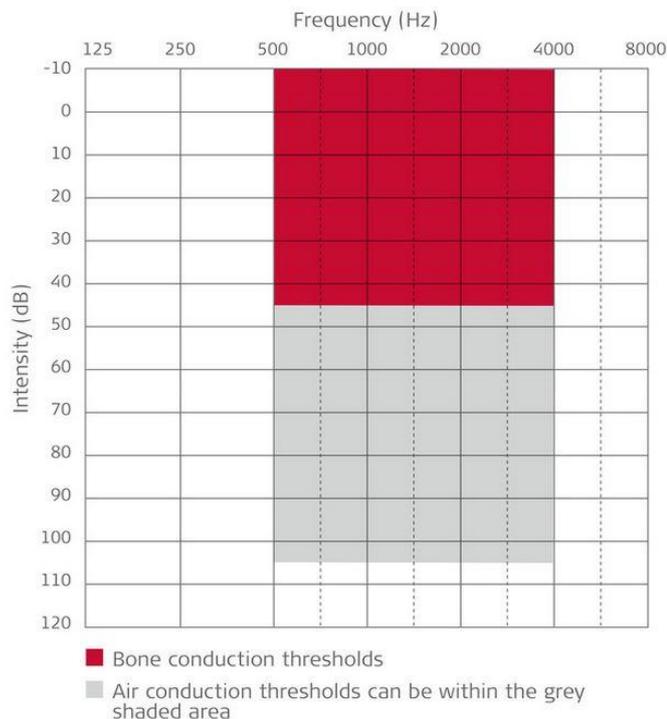


Abb. 7: Audiologischer Indikationsbereich Bonebridge® (Mit freundlicher Genehmigung der Fa. MED-EL, Innsbruck)

Vor der Operation sollten die anatomischen Gegebenheiten durch eine CT-Aufnahme des Schläfenbeins überprüft werden. Außerdem dürfen keine zentralen Hörstörungen vorliegen und eine emotionale und psychische Stabilität muss gegeben sein (Sprinzl und Wolf-Magele 2015).

1.4 Hören und der Einfluss auf das Gleichgewicht

Die Stabilisierung der Körperhaltung bei Bewegungen im Alltag ist ein aktiver Prozess, an dem verschiedene Systeme beteiligt sind. Von Bedeutung sind hier vor allem die Gleichgewichtskerne im Kleinhirn, die aus unterschiedlichen Bereichen des Körpers Informationen erhalten und in unterschiedliche Bereiche des Körpers Informationen senden. So erhalten die Vestibulariskerne Informationen aus dem Vestibularapparat, aber auch aus dem Bereich der Halsmuskulatur über die Stellung des Kopfes und vom visuellen System. Zur Stabilisierung der Körperhaltung senden die Gleichgewichtskerne über supraspinale Reflexbögen Informationen an die Hals- und

Extremitätenmuskulatur und an die Augen. Diese Reflexe dienen der Gleichgewichtserhaltung während der Fortbewegung und der freien Kopfbeweglichkeit. Zusammengefasst dienen diese Reaktionen der posturalen Regulation (Baumann 2010).

Die posturale Regulation ist abhängig von einem ständigen Informationsfluss aus den unterschiedlichen sensorischen Untersystemen: Dem visuellen System, dem vestibulären System und dem propriozeptiven System (Nnodim und Yung 2015). Durch die visuellen Informationen wird sich die Umgebung eingepägt. Das vestibuläre System dient, wie oben beschrieben, der Kopfstabilisierung während der Fortbewegung (Nnodim und Yung 2015). Über die Golgi-Sehnenorgane, Muskelspindeln und Mechanorezeptoren erhält das zentrale Nervensystem Informationen über die Gelenkstellung (Nnodim und Yung 2015). Die Propriozeption gilt als das wichtigste sensorische Informationssystem, wenn der Mensch steht, da kleine Veränderungen schneller wahrgenommen und verarbeitet werden im Vergleich zum visuellen oder vestibulären System (Nnodim und Yung 2015). Der Mensch im stabilen Stand verlässt sich in einer gut ausgeleuchteten Umgebung zu 70% auf propriozeptive, zu 20% auf vestibuläre und zu 10% auf visuelle Informationen (Friedrich et al. 2008). Fallen diese sensorischen Informationen weg, wird die posturale Kontrolle beeinträchtigt (Dozza et al. 2007). Das zentrale Nervensystem scheint in der Lage zu sein, beim Ausfallen von bestimmten sensorischen Informationen die Wichtigkeit der verbliebenen sensorischen Informationen neu zu bewerten und einzuordnen. So könnten vorher untergeordnete Informationen, wie zum Beispiel auditorische Informationen, dann eine bedeutendere Rolle bei der Gleichgewichtsregulation spielen (Dozza et al. 2007). In Versuchen konnte gezeigt werden, dass Patienten mit ausgeprägten vestibulären Beeinträchtigungen von einem auditorischen Biofeedbacksystem profitieren konnten. Je stärker die Beeinträchtigung, desto mehr wurde von dem System profitiert. Dies würde die Hypothese stützen, dass das zentrale Nervensystem beim Ausfall von sensorischen Informationen andere Sinnesinformationen mit einer höheren Wertigkeit als vorher einbezieht, um den Verlust auszugleichen (Dozza et al. 2007). Mit zunehmendem Alter nimmt diese Fähigkeit allerdings ab, sodass in dieser Hinsicht das Alter ein limitierender Faktor sein kann (Pajala et al. 2004).

Seit längerem besteht die Vermutung, dass das Hören ebenfalls einen Einfluss auf das Gleichgewicht hat. Bereits 2009 konnte in einer Zwillingsstudie aus Finnland gezeigt werden, dass Frauen mit einem verminderten Hörvermögen öfter stürzen. Diese Frauen hatten zusätzlich zu der Hörbeeinträchtigung teilweise eine verminderte posturale Kontrolle, wodurch das erhöhte Sturzrisiko erklärt werden konnte. Hierbei wurde vermutet, dass die posturale Regulation als Vermittler zwischen dem Hörvermögen und dem Gleichgewicht dient (Viljanen et

al. 2009). Eine andere Hypothese erklärt das vermehrte Auftreten von Stürzen bei hörbeeinträchtigten Menschen dadurch, dass diese Menschen durch die vermehrte Belastung weniger kognitive Aufmerksamkeit auf die posturale Kontrolle verwenden (Lin FR und Ferruci L. 2012). Im Wesentlichen gibt es in der aktuellen Studienlage drei große Hypothesen, inwieweit ein Hörverlust zu einem verminderten Gleichgewicht führt (Agmon et al. 2017). Zunächst pathophysiologische Überlegungen: Aufgrund von altersbedingten Veränderungen im Corpus Callosum kommt es zu Einschränkungen im Hören und Gehen. Ursache hierfür könnte eine Abnahme des interhemisphärischen Transfers von Informationen sein (Agmon et al. 2017). Auch neuronale Degenerationen, die sowohl die Cochlea als auch das Vestibularorgan betreffen, werden diskutiert. Eine weitere pathophysiologische Hypothese sind mikrovaskuläre Erkrankungen, die die Cochlea betreffen und ebenfalls eine verminderte körperliche Aktivität bedingen (Agmon et al. 2017). Auch mögliche genetische oder epigenetische Einflüsse, die zu vermindertem Hörvermögen und verminderter körperlicher Aktivität, aufgrund von reduzierter Muskelkraft, führen, werden diskutiert (Agmon et al. 2017). Die zweite Hypothese bezieht die kognitiven Fähigkeiten ein, die aufgrund einer altersbedingten Verschlechterung zu eingeschränkten Exekutivfunktionen und somit zu eingeschränkter physischer Aktivität führen (Agmon et al. 2017). Als drittes werden behaviorale Faktoren diskutiert. Hierbei besteht die Überlegung, dass eine Hörbeeinträchtigung zu Vermeidungsverhalten und damit verbunden zu reduzierter körperlicher Aktivität und Teilhabe führen kann (Agmon et al. 2017). Bei diesen Überlegungen ist die Frage, über welche physiologischen Wege Hören einen Einfluss auf das Gleichgewicht hat, noch nicht abschließend geklärt.

Zum einen ist der Mensch in der Lage, sich über seinen Hörsinn räumlich zu orientieren. So konnte in Versuchen gezeigt werden, dass er sich anhand von akustischen Signalen nahezu ebenso exakt über seine Körperposition zu orientieren vermag, wie durch visuelle Informationen (Dozza et al. 2007).

Zum anderen untersuchte eine Studie, inwieweit sich das Gleichgewicht bei Menschen mit einem normalen Hörvermögen in geräuschunterdrückter Umgebung verändert. Es zeigte sich hierbei eine Zunahme der Körperschwankung im Stand, wenn die Versuchspersonen Ohrstöpsel trugen, oder sich in einer schallgedämmten Umgebung befanden. Dies unterstützt die Annahme, dass das Hören einen Einfluss auf das Gleichgewicht haben könnte (Kanegaonkar et al. 2012).

Ein Vorteil der akustischen Wahrnehmung ist, dass der Mensch nicht von einer bestimmten Richtung abhängig ist, wie beim visuellen System. Geräusche können auch wahrgenommen werden, wenn sie sich hinter einem befinden. Die Fähigkeit zur räumlichen Wahrnehmung von

Geräuschen wird uns durch die Anatomie der Ohren ermöglicht. Die seitliche Lage am Kopf führt dazu, dass Geräusche, die von links kommen eher mit dem linken Ohr wahrgenommen werden als mit dem rechten Ohr. Dies wird unter dem interauralen Laufzeitunterschied (ITD) zusammengefasst. Der Kopf wirkt hierbei in der Mitte als Schallschatten. Daraus resultiert eine interaurale Pegel- oder Phasendifferenz (ILD) (Middlebrooks und Green 1991). Die Wirkung des Kopfes als Schallschatten ist umso größer, je höher die Frequenzen sind. Bei niedrigen Frequenzen und der damit verbundenen Zunahme der Länge der Schallwellen, ist die Wirkung als Schallschatten vernachlässigbar (Middlebrooks und Green 1991).

Befinden sich rechts und links vom Ohr Geräuschquellen unterschiedlicher niedriger Frequenzbereiche, entsteht dadurch ein auditives Bild. Dieses setzt sich aus den ILDs und den ITDs zusammen. Das auditive Bild nimmt allerdings mit zunehmender Frequenz ab (Middlebrooks und Green 1991).

Zusammengefasst werden diese Annahmen zu der Duplex Theorie von Rayleigh. Die Duplex Theorie beschreibt hierbei, dass ITD vor allem zur Lokalisierung niedrigerer Frequenzen und ILD zur Einordnung höherer Frequenzen genutzt werden (Akeroyd 2014).

Die reale Geräuschkulisse befindet sich in ständiger Bewegung. Eine Untersuchung zeigte, dass eine rotierende Geräuschquelle stabilisierender auf die Testpersonen wirkte als statische oder fehlende akustische Signale (Gandemer et al. 2014).

Eine Hörbeeinträchtigung führt zu Abweichungen in ILD und führt deswegen zu einer Beeinträchtigung in der Lokalisationsfähigkeit von Geräuschquellen (Häusler R et al. 1983; Parisa et al. 2017). So galt die Annahme, dass die bilaterale Versorgung mit Hörgeräten zu einer Verbesserung des Zugangs zum räumlichen Hören führt und damit zu einer Verbesserung des Gleichgewichts. Diese Vermutung wurde vor allem in Studienpopulationen untersucht, die mit Cochlea-Implantaten versorgt worden sind. Die Ergebnisse dieser Studien waren teilweise widersprüchlich. Gründe für diese Widersprüchlichkeit sind zum einen unterschiedliche Messverfahren, die angewendet wurden, um das Gleichgewicht oder den Schwindel zu testen. Zum anderen die Diversität, unter anderem hinsichtlich des Alters, der Patientengruppe, die mit Cochlea-Implantaten versorgt werden. Dennoch konnten signifikante Verbesserungen in VEMP Testungen und kalorischen Gleichgewichtstestungen nach der Implantation festgestellt werden (Ibrahim et al. 2017). Auch bei einer Studie, die bei Kindern durchgeführt worden ist, konnte durch das Tragen der Cochlea-Implantate eine Verbesserung bei statischen Gleichgewichtsübungen festgestellt werden. Diese Übungen wurden unter unterschiedlichen

Bedingungen durchgeführt: verblindet und unverblindet, sowie auf festem Boden und auf einer Schaumstoffmatte (Cushing et al. 2012).

Um den Effekt von konventionellen Hörgeräten zu messen, wurde eine Studie durchgeführt, die ebenfalls statische Gleichgewichtsübungen unter zwei Bedingungen testete. Die Versuchspersonen führten den Romberg Stehversuch auf Schaumstoff und den Tandemstandtest jeweils einmal mit und einmal ohne Hörgeräte aus. Hierbei ergab sich ebenfalls eine Verbesserung des Gleichgewichts, wenn während der Testung die Hörgeräte getragen wurden (Rumalla et al. 2015).

2 Zielstellung

Stürze und sturzbedingte Verletzungen kommen sehr häufig in der älteren Bevölkerung vor: So stürzen etwa 30% der über 65-jährigen in der Häuslichkeit und über 50% der älteren Menschen, die in Pflegeeinrichtungen leben mindestens einmal jährlich (Kannus et al. 2005). Diese Stürze führen in 20-30% zu leichten bis schweren Verletzungen und machen 15% der Besuche in der Notaufnahme aus (WHO). In 10% kommt es zu schweren Verletzungen (Nnodim und Yung 2015). Da die ältere Bevölkerung eine der am schnellsten wachsenden Bevölkerungsgruppen ist und das Sturzrisiko mit zunehmenden Alter ansteigt, ist die Sturzprophylaxe ein wichtiges Thema (WHO). Weiterhin ist der Hörverlust eine der häufigsten chronischen Erkrankungen, die im Alter auftreten (Lacerda et al. 2012). Es ist anzunehmen, dass ein Zusammenhang zwischen dem Gleichgewicht und dem Hören besteht und dass ein Hörverlust zu einem verminderten Gleichgewicht führt (Viljanen et al. 2009; Rumalla et al. 2015). Diesbezüglich wurden bereits einige Studien an Normalhörenden durchgeführt, die die These stützen, dass akustische Signale einen positiven Einfluss auf die Körperschwankung haben (Kanegaonkar et al. 2012; Vitkovic et al. 2016). Akustische Signale führten hierbei zu einer Reduktion der Körperschwankung (Stevens et al. 2016). Es wurden jedoch wenige Studien durchgeführt, die untersuchen, ob es durch die Versorgung mit Hörgeräten zu einer Verbesserung der Stabilität kommt. Diese Studien wurden vorrangig an mit Cochlea-Implantaten versorgten Patienten oder an Patienten mit konventioneller Hörgeräteversorgung unter Testung des statischen Gleichgewichts durchgeführt. Sie lassen eine positive Wirkung der Hörrehabilitation auf das Gleichgewicht vermuten, dennoch scheint unklar zu sein, worin dieser Effekt besteht (Negahban et al. 2017). Ziel dieser Arbeit ist es, diesen Effekt bei der wenig untersuchten Patientengruppe mit hörrehabilitativen Maßnahmen durch aktive Mittelohr- und Knochenleitungsimplantate genauer zu spezifizieren und das Gleichgewicht unter unterschiedlichen Aspekten zu testen (statisch und mobil). Dabei werden die Versuchsteilnehmenden in drei in sich geschlossenen Experimenten teilweise statische und mobile Übungen absolvieren und dies einmal, während sie ihre Hörgeräte tragen und einmal ohne die Unterstützung durch die Hörgeräte. Dadurch kann der mögliche Effekt der Hörrehabilitation isoliert betrachtet werden. Mögliche Erkenntnisse aus dieser Arbeit können in die Überlegungen, inwieweit Hören Einfluss auf das Gleichgewicht hat, aufgenommen werden. Die Versuchsgruppe ist hierbei keiner bestimmten Altersgruppe zugeordnet, um eine möglichst große Diversität der physiologischen Grundvoraussetzungen zu schaffen.

3 Material und Methoden

Es wurde eine prospektive, explorative, klinische Studie über den Zeitraum von April 2018 bis Juli 2019 durchgeführt. Untersucht wurden Personen, die entweder einseitig oder beidseitig mit teilimplantierten Hörgeräten (Vibrant Soundbridge® oder Bonebridge®) hörrehabilitiert wurden. Die Stichprobengröße basiert auf der Annahme einer mittleren Effektgröße von $d=0,5$, die anhand von Vorarbeiten ermittelt wurde, sowie $\alpha=0,05$ und $\beta=0,2$ und wurde durch das Kalkulationsprogramm gPower v.3.1 berechnet. Hierbei ergab sich eine Fallzahlberechnung von $n=34$. Die Studie wurde von der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg geprüft und genehmigt (Nr. 2016-45). Die Rekrutierung der Teilnehmer erfolgte nach Durchsicht der Daten der Personen, die in der Ambulanz der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Klinik des Universitätsklinikums Halle (Saale) betreut wurden. Alle Personen, die die Einschlusskriterien erfüllten, wurden postalisch kontaktiert. Einschlusskriterien waren hierbei die ein- oder beidseitige Versorgung durch teilimplantierte Hörgeräte, eine stabile Hörrehabilitation seit mindestens sechs Monaten, ein BMI von unter 35, sowie ein Alter zwischen 18 und 75 Jahren. Kriterien, die zum Ausschluss führten, waren Schwangerschaft, Medikation durch Benzodiazepine oder der Einfluss von Alkohol oder Drogen, sowie kognitive oder körperliche Einschränkungen. Erklärten sich die Kontaktierten bereit, an der Studie teilzunehmen, wurde telefonisch ein Termin vereinbart.

Vor Beginn der Studie wurden alle Teilnehmenden über den Ablauf, die Risiken der Gleichgewichtstestung, die Anonymisierung der Daten, die Zielsetzung und die Freiwilligkeit, sowie die Möglichkeit des Abbruchs der Studienteilnahme ohne Angabe von Gründen aufgeklärt. Die Freiwilligkeit der Studienteilnahme wurde durch eine schriftliche Einverständniserklärung bestätigt.

Die Testungen erfolgten allesamt ambulant in der Universitätsklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie des Universitätsklinikums Halle (Saale).

Vor der Messung erfolgte jeweils eine binokulare mikroskopische ärztliche Kontrolle des Trommelfellbefunds. Zur orientierenden Beurteilung des Schwindel-Status wurden die Teilnehmenden gebeten, den DHI-Fragebogen (Dizziness Handicap Inventory) zu beantworten und es erfolgte die Durchführung eines Video Kopf Impulstests (vHIT) zur Testung des horizontalen Bogengangs. Weiterhin wurde bei allen Versuchspersonen eine orientierende Testung des Richtungshörens vorgenommen. Hierzu wurden den Versuchspersonen in einer schallgedämmten Kabine weißes Rauschen in der Lautstärke von 65 dB SPL in zufälliger Reihenfolge je fünf Mal von den Winkeln 90° , 45° , 0° , -45° und -90° in Bezug auf die

Patientenposition präsentiert. Die Personen gaben an, aus welcher Richtung sie das Geräusch wahrgenommen hatten und der Lokalisationsfehler wurde als mittlerer quadratischer Fehler berechnet.

Um möglichst viele sensorische Unterbereiche abzudecken, wurden drei große Experimente am selben Tag durchgeführt. Der Unterberger-Tretversuch wurde zur Testung der vestibulospinalen Kontrolle durchgeführt. Die Messung mit dem Interactive-Balance-System erfolgte zur Einschätzung der posturalen Regulation unter verschiedenen Bedingungen und die Messung mit dem VertiGuard® System, um die Körperschwankungen während der Durchführung des Standard Balance Deficit Test (SBDT, 14 Aufgaben) aufzuzeichnen. Die Testungen erfolgten in einer schallgedämmten Kabine (DIN ISO 8253, Nachhallzeit von $<0,35s$, Fa. Industrial Acoustics Company GmbH, Niederkrüchten, Deutschland) unter ständiger Präsentation des Fastl Rauschens in 0° bei 65 dB im Freifeld (Fastl 1987). Die Präsentation des Geräuschs erfolgte in 1,85 m Abstand zur Versuchsperson und der Lautsprecher (Canton XL.3, Fa. Canton Elektronik GmbH & Co. KG, Weilrod, Deutschland) wurde jedes Mal auf individueller Ohrhöhe eingestellt.

Alle Testungen erfolgten jeweils im bestversorgten und unversorgten Zustand. Hierbei bestimmte die Pseudorandomisierung unter welcher Kondition die Teilnehmenden starteten.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit der Software IBM SPSS Statistics, Version 26.0, für Windows (Fa. IBMCo., Armonk/NY, USA). Diesbezüglich erfolgte eine biometrische Beratung am Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. Die verwendeten statistischen Tests werden weiter unten aufgeführt.

Am Ende der Versuche wurden den Versuchspersonen Fragen zur subjektiven Selbsteinschätzung gestellt.

3.1 Experiment 1: Vestibulospinale Kontrolle

Der Unterberger oder Fukuda-Tretversuch ist Bestandteil der klinisch-neurologischen Untersuchung bei Personen, die über Schwindel, Gangunsicherheit oder Nystagmus klagen (Grommes und Conway 2011). Der Test dient der Einschätzung der vestibulospinalen Kontrolle (Nnodim und Yung 2015). Er wurde von Siegfried Unterberger 1939 das erste Mal in einer Publikation beschrieben und ist vor allem in Europa etabliert (Grommes und Conway 2011). Unterberger stellte fest, dass es bei Menschen mit Innenohrschäden zu einer Zunahme der Körperdrehung kam, wenn diese auf der Stelle Tretbewegungen durchführten. Dies konnte noch stärker zur Geltung gebracht werden, wenn der Test unter licht- und geräuschabschirmenden Bedingungen durchgeführt wurde (Grommes und Conway 2011).

Tadashi Fukuda modifizierte den Versuch, in dem er zusätzlich konzentrische Kreise in Abständen von 50 cm um das Zentrum, die Position der Betroffenen, aufmalte. Diese Kreise wurden von Linien gekreuzt, die sich alle im Zentrum trafen und in Winkeln von 15° und 30° zueinanderstanden. Fukuda ließ die Probanden in normaler Geschwindigkeit 50 bis 100 Schritte auf der Stelle durchführen und maß im Nachhinein die Drehung des Körpers um die eigene Achse und den Verschiebungswinkel anhand der Linien und die Abweichung des Körpers durch die Kreise. Er stellte fest, dass eine Abweichung bis zu 50 cm vom Zentrum, sowie eine Drehung von 30° bei 50 Schritten physiologisch ist (Grommes und Conway 2011).

3.1.1 Messaufbau

Die Durchführung des Unterberger-Tretversuchs oder auch Fukuda-Tretversuch erfolgte, wie oben beschrieben, in einer schallgedämmten Kabine unter ständiger Präsentation des Fastl Rauschens. Beim Fastl Rauschen handelt es sich um ein Geräusch, welches durch spektrale Verteilung und zeitliche Hüllkurvenschwankung mit fließender Sprache vergleichbar ist (Fastl 1987).

3.1.2 Messdurchführung

Die durch eine Augenklappe verblindete Versuchsperson war aufgefordert die Arme mit den Handflächen Richtung Decke auszustrecken und auf der Stelle 50 Testschritte durchführen. Währenddessen wurde die Positionsänderung der Teilnehmenden in Bezug zur Ausgangsposition kontinuierlich durch die Cranio-Corpo-Graphie (CCG) (CMS10-Messsystem zur 3D- Bewegungsanalyse, Fa. Zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu, Deutschland) erfasst. Hierbei wurde durch Ultraschall (40kHz, Messrate 50Hz) die Position der angebrachten Marker bestimmt. Diese Marker befanden sich bei jeder Testperson an der rechten und linken Schulter und an zwei Punkten am Scheitel (Seiwerth et al. 2018).

Die beiden Testkonditionen wechselten sich jeweils in pseudorandomisierter Reihenfolge ab, sodass die Teilnehmer den Versuch abwechselnd im best- und unversorgten Zustand durchführten. Jede Bedingung wurde insgesamt dreimalig getestet.

Nach der jeweiligen Durchführung der 50 Testschritte wurde die Versuchsperson durch den Untersuchungsleiter auf einem sich ständig ändernden Weg zur Startposition zurückgeführt. Dies geschah, um zu gewährleisten, dass die Testperson keine Rückschlüsse auf die bisherige Positionsänderung nehmen konnte.

3.1.3 Zielparameter

Es wurden drei Parameter zur Beurteilung des Versuchs herangezogen. Die longitudinale Abweichung D (cm), die Winkelabweichung α (°) und die Eigenrotation β (°).

Durch die longitudinale Abweichung D wird die Strecke in cm beschrieben, die nach Durchführung der 50 Testschritte von der Ausgangsposition zurückgelegt wurde (siehe Abb. 8).

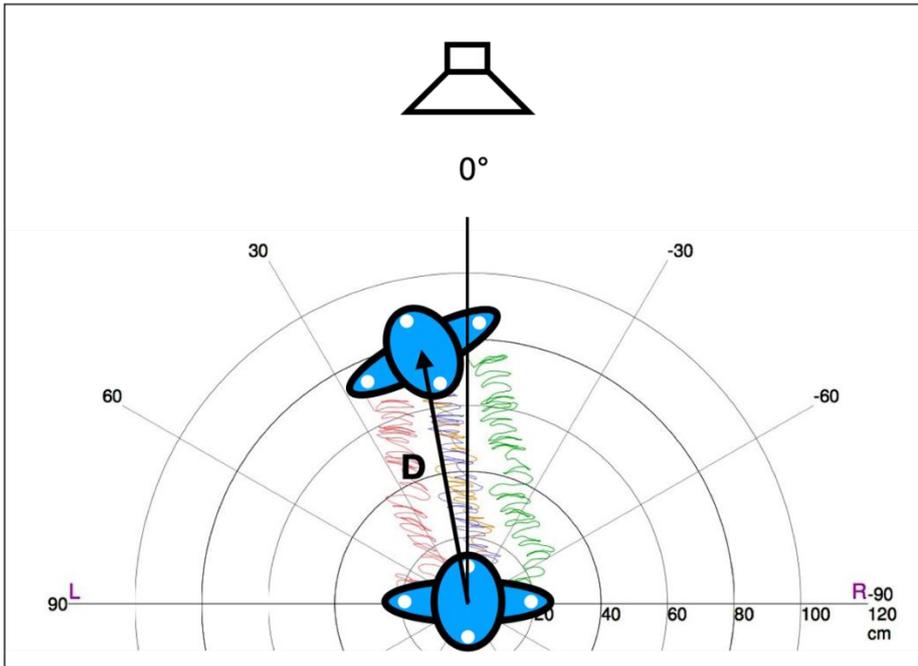


Abb. 8: Schematische Darstellung der longitudinalen Abweichung D (Eigene Abbildung)

Der Winkel α gibt die Größe der Winkelabweichung von der Geraden zwischen Lautsprecher und Ausgangsposition und der Position des Patienten am Ende der 50 Testschritte an (siehe Abb. 9).

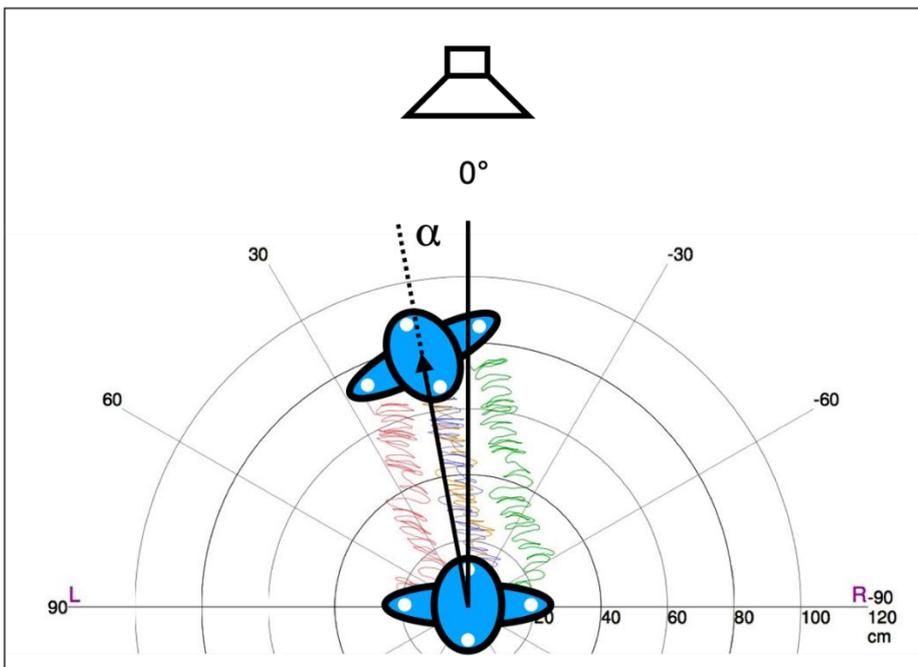


Abb. 9: Schematische Darstellung der Winkelabweichung α (Eigene Abbildung)

Die Eigenrotation der Versuchsperson wird durch den Winkel β beschrieben. Hierbei wurde der Winkel berechnet, der durch die Gerade zwischen Lautsprecher und Ausgangsposition und der anteriorposterioren Körperachse gebildet wurde (siehe Abb. 10).

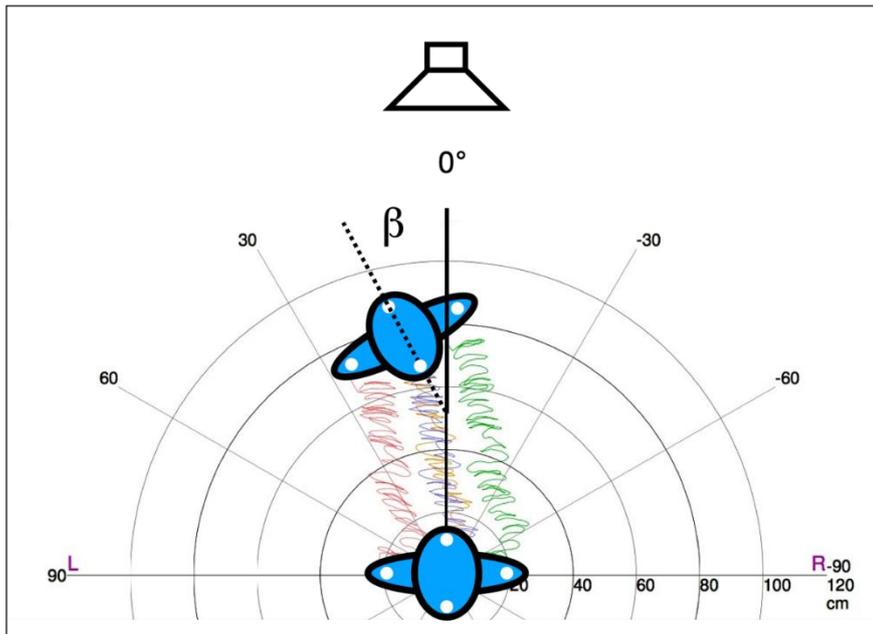


Abb. 10: Schematische Darstellung der Eigenrotation β (Eigene Abbildung)

Um das Ausmaß der Auslenkung zu beschreiben, wurden für die weitere Berechnung der Winkelabweichung α und der Eigenrotation β die absoluten richtungsunabhängigen Rohdaten verwendet.

Zur statistischen Testung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewendet. Die Daten waren nicht normal verteilt, sodass der zweiseitige Wilcoxon-Test zum Vergleich der beiden Bedingungen verwendet wurde. Weiterhin erfolgte die Berechnung einer linearen Regression um den Einfluss des Richtungshörens auf die Winkelabweichung zu analysieren .

3.2 Experiment 2: Posturale Stabilität

Bei dem Interactive Balance System (Interactive Balance System, Fa. Neurodata GmbH, Wien, Österreich) handelt es sich um ein in Israel entwickeltes posturographisches Messsystem. Ursprünglich galt es der Untersuchung des Lernverhaltens autistischer Kinder abhängig von ihrem posturographischen Verhalten, aber seit 1998 wird es auch vermehrt im klinischen Bereich verwendet (Schwesig 2006).

3.2.1 Messaufbau

Auch der zweite Versuch erfolgte in der schallgedämmten Kabine unter Präsentation des Fastl-Rauschens. Das Messsystem besteht aus zwei Kraftmessplatten, auf denen der

Studienteilnehmende steht, welche, je nach Testkondition, mit zwei Schaumstoffpolstern (32 cm*12,5 cm*6,5 cm) versehen werden können, um die unterschiedlichen Testbedingungen zu ermöglichen. Die Daten werden durch die Erfassungs- und Analysesoftware Tetrax aufgezeichnet. Die Testung mit dem Interactive Balance System wurde ebenfalls unter zwei Bedingungen (bestversorgt und unversorgt) getestet, wobei unter der gleichen Bedingung gestartet wurde, wie bei der vorherigen Messung des Unterberger Tretversuchs.

3.2.2 Messdurchführung

Die Testpersonen standen während des Versuchs ohne Schuhe auf den Messplatten des Interactive Balance Systems (siehe Abb. 11).

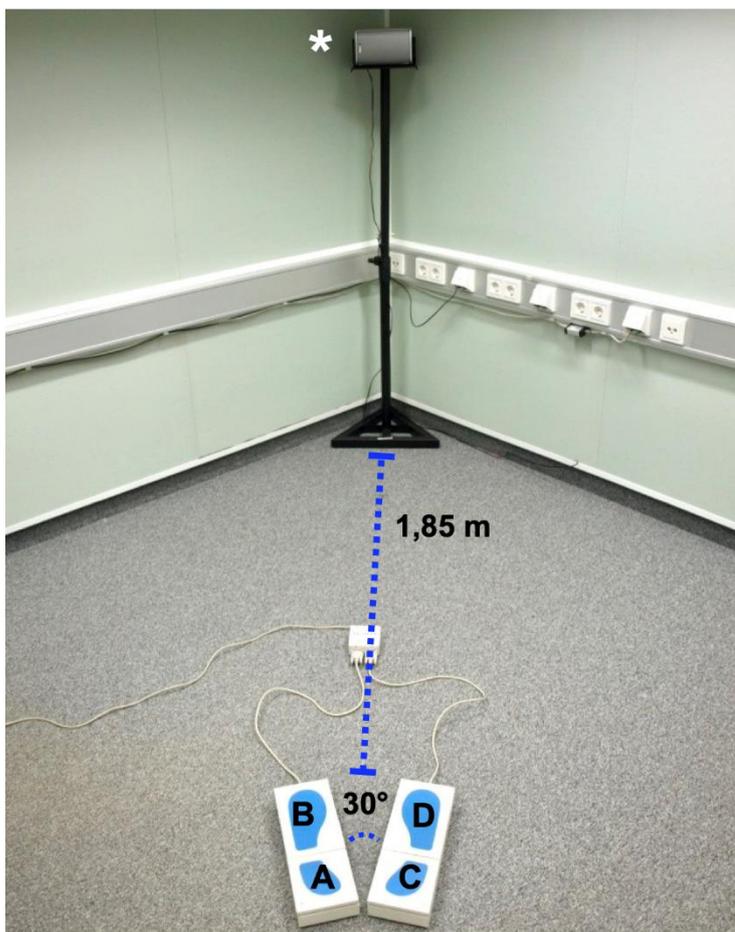


Abb. 11: Darstellung des Versuchsaufbau: *-Lautsprecher, A-D Kraftmessplatten des Interactive Balance Systems (B-D: Vorfußbereich, A-C: Fersenbereich) (Eigene Abbildung)

Jede der acht durchzuführenden Übungen dauerte 32 s (Tabelle 1). Die Teilnehmenden wurden aufgefordert, so ruhig und stabil wie möglich zu stehen und während der Messung nicht zu reden (Schwesig et al. 2017).

Tabelle 1: Testablauf Interactive Balance System			
Abkürzung	Bedingung	Testposition	Augenstellung
NO	Ohne Schaumstoffpolster	Kopf gerade	Augen offen
NC	Ohne Schaumstoffpolster	Kopf gerade	Augen geschlossen
PO	Mit Schaumstoffpolster	Kopf gerade	Augen offen
PC	Mit Schaumstoffpolster	Kopf gerade	Augen geschlossen
HR	Ohne Schaumstoffpolster	Kopf 45° rechts	Augen geschlossen
HL	Ohne Schaumstoffpolster	Kopf 45° links	Augen geschlossen
HB	Ohne Schaumstoffpolster	Kopf in Reklination	Augen geschlossen
HF	Ohne Schaumstoffpolster	Kopf in Anteversion	Augen geschlossen

NO= Normally stand with open eyes, NC= Normally stand with closed eyes, PO= Normally stand on foam pads with open eyes, PC= Normally stand on foam pads with closed eyes, HR= Normally stand with closed eyes and head rotated right, HL= Normally stand with closed eyes and head rotated left, HB= Normally stand with closed eyes and head back, HF= Normally stand with closed eyes and head forward

3.2.3 Zielparameter

Das Interactive Balance System misst mit einer Abtastrate von 32 Hz über vier verschiedene Kraftplatten unter der Ferse und dem Vorfuß unterschiedliche Parameter, um die posturale Regulation zu bestimmen. Das System bestimmt die posturale Stabilität aus der Gewichtsverteilung auf den Platten, der Synchronisation, dem Stabilitätsindex und dem Vorfuß-Rückfuß-Verhältnis (Heel) sowie aus dem Verhältnis der Seitenbelastung (Left). All diese Werte sind dimensionslos. Lediglich die Parameter Heel und Left geben prozentuale Werte an (Schwesig et al. 2013; Schwesig et al. 2017) .

Durch die schnelle Fouriertransformation (FFT) wird aus den unterschiedlichen von den Kraftplatten kommenden Signalen ein Frequenzspektrum mit unterschiedlichen Bereichen erstellt.

Die für die posturale Kontrolle wichtigen Untersysteme sind mit verschiedenen Frequenzbereichen assoziiert (Tabelle 2 modifiziert nach Schwesig) (Schwesig et al. 2017).

Parameter	Frequenzbereich	System
F1	0,01-0,03 Hz	Visuelles und nigrostriatales System
F2-4	0,03-0,5 Hz	Peripheres vestibuläres System
F5-6	0,5-1,0 Hz	Somatosensorisches System
F7-8	>1,0 Hz	Zerebelläres System

Der Stabilitätsindikator wird als quadratischer Mittelwert aus den Differenzen der unterschiedlichen Druckverteilung auf den Platten bestimmt und beschreibt die posturale Stabilität. Je größer der Stabilitätsindikator, desto höher ist die Instabilität der Person zu bewerten (Schwesig et al. 2017).

Der Gewichtsverteilungsindex berechnet die Standardabweichung in der Gewichtsverteilung auf den Platten bei der Annahme, dass je 25% des Körpergewichts auf jeder der vier Platten verteilt ist (Schwesig et al. 2017).

Der dritte Parameter zur Beurteilung der posturalen Kontrolle ist die Synchronisation. Hierbei werden die verschiedenen Vibrationsmuster der unterschiedlichen Platten untereinander in ein Verhältnis zueinander gesetzt. Der Wert 1000 beschreibt hierbei die vollständige Koaktivität, während der Wert – 1000 eine komplette Kompensation bedeutet. Der Wert 0 beschreibt eine fehlende Koaktivität oder Kompensation (Schwesig et al. 2017).

Der Parameter Heel beschreibt die prozentuale Belastungsverteilung zwischen Vorfuß und Ferse, während der Parameter Left die prozentuale Belastungsverteilung zwischen der linken und rechten Seite des Fußes beschreibt (Schwesig et al. 2017).

Als statistischer Test wurde die Varianzanalyse gewählt und p -Werte berechnet. Zur Beurteilung des Effektgrößenmaßes und damit verbunden der klinischen Relevanz erfolgte die Berechnung des partiellen Eta-Quadrats (η_p^2).

3.3 Experiment 3: Messung der Oberkörperschwankung

Bei Funktionsstörungen der peripher- vestibulären Rezeptoren wird die posturale Kontrolle erheblich beeinträchtigt. Um diese bei Erkrankungen rehabilitieren zu können, wurden vermehrt

Systeme entwickelt, die durch ein Neurofeedbacksystem arbeiten, da diese insbesondere bei komplizierten Störungen wie Otolithenfunktionsstörungen, vermutlich durch operante Konditionierung, bis jetzt bessere Ergebnisse in der Rehabilitation erzielen (Basta und Ernst 2008; Basta und Ernst 2011). Das VertiGuard® System ist ein solches System und arbeitet durch ein auf Vibrationen beruhendes Feedbacksystem. Unter anderem analysiert das System Körperschwankungen. Diese wurden in der vorliegenden Untersuchung gemessen (Basta und Ernst 2008).

3.3.1 Messaufbau

Auch der dritte Versuch wurde in einer schallgedämmten Kabine unter ständiger Präsentation des Fastl-Rauschens mit 65 dB SPL im Freifeld durchgeführt. Die Testung erfolgte wieder unter best- und unversorgten Bedingungen, wobei unter der gleichen Bedingung gestartet wurde wie bei den vorherigen beiden Versuchen.

3.3.2 Messdurchführung

Die Messung wurde ohne Schuhe durchgeführt. Die Testpersonen bekamen an einem Gürtel das Messsystem VertiGuard® (Fa. Vesticure® GmbH, Pforzheim, Deutschland) um die Hüfte geschnallt, möglichst nah am Körperschwerpunkt. In dem Messsystem sind zwei orthogonal zueinander gelagerte Gyroskope eingebaut, die die Körperschwankung durch die Messung der Winkelbeschleunigung mit einer Genauigkeit von $0,018^\circ$ pro Sekunde aufzeichnet. Die Aufzeichnung erfolgt mit einer Sampling Rate von 80 Hz und in zwei Dimensionen. Die Versuchspersonen führten 14 verschiedene Aufgaben des Standard Balance Deficit Test durch, die unter anderem Bewegungsabläufe aus dem alltäglichen Leben forderten. Die Teilnehmenden wurden aufgefordert diese Aufgaben unter unterschiedlich anspruchsvollen Bedingungen durchführen. So wurden manche Aufgaben auf Schaumstoffmatten oder mit geschlossenen Augen ausgeführt (Tabelle 3).

Während dieser Übungen wurde die Oberkörperschwankung der Testpersonen kontinuierlich aufgezeichnet (Basta und Ernst 2011).

Tabelle 3: Testablauf Vertiguard® Messung		
Übung	Bedingung	Augenstellung
Zweibeinstand	Ohne Schaumstoffmatte	Offen
Zweibeinstand	Ohne Schaumstoffmatte	Geschlossen
Einbeinstand	Ohne Schaumstoffmatte	Offen
Einbeinstand	Ohne Schaumstoffmatte	Geschlossen
8 TipTop-Schritte	Ohne Schaumstoffmatte	Offen
Zweibeinstand	Auf Schaumstoffmatte	Offen
Zweibeinstand	Auf Schaumstoffmatte	Geschlossen
Einbeinstand	Auf Schaumstoffmatte	Offen
8 TipTop-Schritte	Auf Schaumstoffmatte	Offen
Drei Meter Laufen	Ruhiges Gehen	Offen
Drei Meter Laufen	Kopfkreisen	Offen
Drei Meter Laufen	Kopfnicken	Offen
Drei Meter Laufen	Ruhiges Gehen	Geschlossen
Drei Meter Laufen	Vier Hindernisse überschreiten (26 cm groß, 1 m Abstand)	Offen

3.3.3 Zielparameter

Für jede Testkondition berechnete das VertiGuard® System die anterioposterioren und die mediolateralen Schwankungswerte in °/s. Diese Schwankungswerte wurden getrennt voneinander betrachtet und untereinander verglichen (Schwesig et al. 2017).

Für die selektive Analyse der visuellen, propriozeptiven und vestibulären Subsysteme wurden die SBDT-Aufgaben für die weitere Berechnung entsprechend kategorisiert: In Anlehnung, an die von Basta et al. beschriebene und für dieses Studiendesign modifizierte Methode, wurden die Werte einer bestimmten SBDT-"Basis"-Aufgabe von den Werten einer anderen SBDT-Aufgabe subtrahiert, die auf der "Basis"-Aufgabe beruht, aber eine gestörte visuelle, propriozeptive oder vestibuläre Komponente aufweist (Basta et al. 2013). Beispielsweise wurden durch Subtraktion der Werte der Aufgabe "Zweibeinstand – Augen auf" von der Aufgabe "Zweibeinstand - Augen geschlossen" die Nettowerte für die visuelle Komponente ermittelt. Das gleiche Verfahren wurde mit allen anderen SBDT-Aufgaben durchgeführt.

Die Testung auf Normalverteilung durch den Kolmogorov-Smirnov Test ergab keine Normalverteilung der Daten.

Die Testkonditionen wurden durch den zweiseitigen Wilcoxon Test statistisch miteinander verglichen. Eine anschließende Bonferroni-Korrektur erfolgte aufgrund des explorativen Charakters der Analyse nicht. Weiterhin wurde die Effektstärke r berechnet.

3.4 Subjektive Einschätzung

Am Ende der Versuche wurden den Teilnehmenden je zwei Fragen zur subjektiven Einschätzung gestellt:

1. Welchen Einfluss hatte – Ihrem Gefühl nach – das Geräusch auf Ihren Gleichgewichtssinn?

Als Antwortmöglichkeiten konnte zwischen verbessert, verschlechtert oder keinen Einfluss ausgewählt werden.

2. Unter welcher Bedingung hatten Sie das Gefühl, bei der Testung ein besseres Ergebnis zu erzielen?

Hierbei lauteten die Antwortmöglichkeiten bestversorgt, unversorgt oder keinen Unterschied.

4 Ergebnisse

Die folgenden Ergebnisse und Abbildungen wurden 2022 ebenfalls in der Publikation „Influence of Hearing Rehabilitation With Active Middle Ear and Bone Conduction Implants on Postural Control“ von Seiwert, Brylok et al. veröffentlicht.

Es wurden 26 Probanden im Durchschnittsalter von 55,0 Jahren ($\pm 12,8$ Standardabweichung, minimal 18, maximal 75 Jahre; m.: $n=14$, w.: $n=12$) in die Studie eingeschlossen (siehe Tabelle 4). Davon waren 11 Personen beidseitig versorgt und 15 Teilnehmende einseitig mit einem Hörsystem versorgt (siehe Abb. 12). Die audiologischen Daten der Teilnehmenden wurden den Patientenakten entnommen (siehe Tabelle 4). In der einseitig versorgten Gruppe zeigte der Großteil der Teilnehmenden ein normales bzw. fast normales Hörvermögen der kontralateralen Seite ($n=9$). Allerdings zeigte sich bei vier Teilnehmenden ein moderater Hörverlust und bei zwei Probanden ein schwerer Hörverlust. Die Durchführung des vHIT war bei vier Teilnehmenden nicht möglich. Zusammenfassend zeigten sich bei 13,6% ($n=3$) unilaterale Korrektursakkaden mit pathologischen Gain ($<0,8$) auf der jeweiligen Seite.

Tabelle 4: Demographische Basisdaten und deskriptive Beschreibung der audiologischen Daten

Gruppe	N	M/W	Alter	BMI	DHI	Gain vHIT (n=22)	Mittlere Reintonhörschwelle (4PTA 0,5-4kHz)	Einsilberversändnis (%)		
SNHL	26	14:12	55,0 ± 12,8	26,7 ± 4,2	17,1 ± 18,5	Rechts 1,0 ± 0,1	BV 35,7 ± 7,2 (n=12)	UV 52,2 ± 23,7 (n=25)	BV 67,5 ± 26,4 (n=10)	UV 28,3 ± 35,7 (n=9)
Mittelwert ± SD										
						Links 0,9 ± 0,2	BV 39,0 ± 7,4 (n=19)	UV 64,2 ± 20,1 (n=23)	BV 61,3 ± 23,6 (n=12)	UV 25 ± 29,0 (n=8)

SNHL= Sensorineuraler Hörverlust, N= Anzahl der Patienten, M= Männlich, W= Weiblich, BMI= Body Mass Index, DHI = Dizziness Handicap Inventory, vHIT= Video-Kopf-Impuls-Test, BV= Bestversorgt, UV= Unversorgt, SD= Standardabweichung

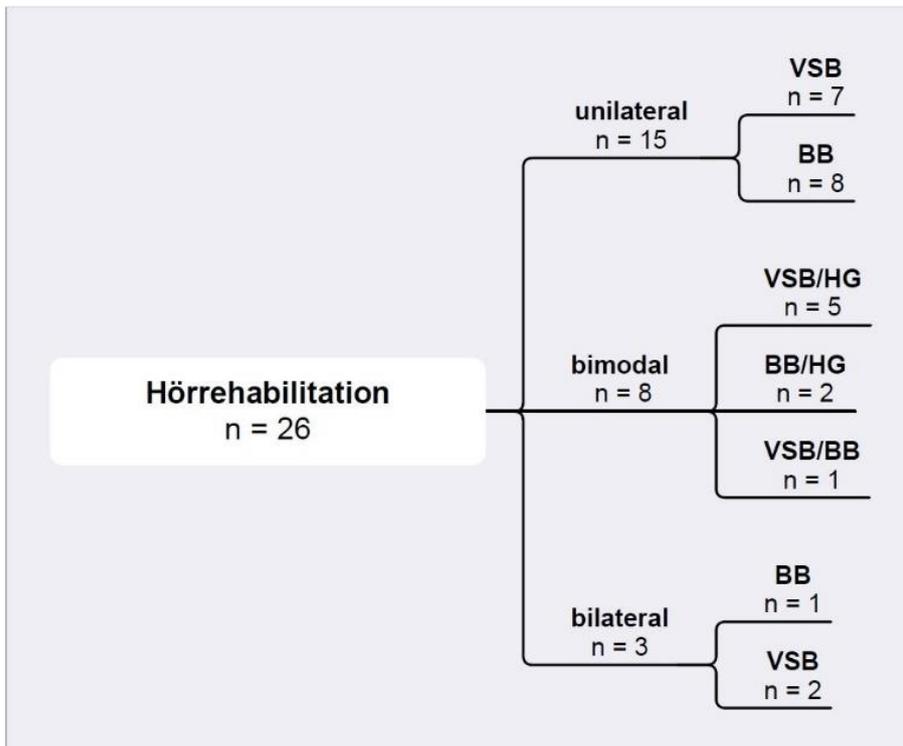


Abb. 12: Hörrehabilitation der Studienteilnehmer, n= 26 (Seiwerth et al. 2022)

Das Richtungshören ergab im bestversorgten Zustand einen mittleren Fehler von $42,0^\circ$ ($SD=28,3$) und im unversorgten Zustand ein mittlerer Fehler von 46° ($SD=34,3$).

4.1 Ergebnisse der Testung der vestibulospinalen Kontrolle

Tabelle 5 stellt die Ergebnisse des Unterberger-Tretversuchs dar. In Abbildung 13 werden die longitudinale und Winkelabweichung, sowie Eigenrotation grafisch dargestellt.

Tabelle 5: Ergebnisse des Unterberger-Tretversuchs

Testkondition	Deskriptive Statistik		p-Wert	r-Wert
	Bestversorgt	Unversorgt		
	Mittelwert \pm SD			
longitudinale Abweichung D in cm	67,1 \pm 23,7	68,6 \pm 23,5	0,24	0,23
Winkelabweichung α in $^\circ$	18,9 \pm 11,4	16,5 \pm 9,9	0,19	0,26
Eigenrotation β in $^\circ$	40,2 \pm 35,3	40,7 \pm 34,6	0,87	0,01

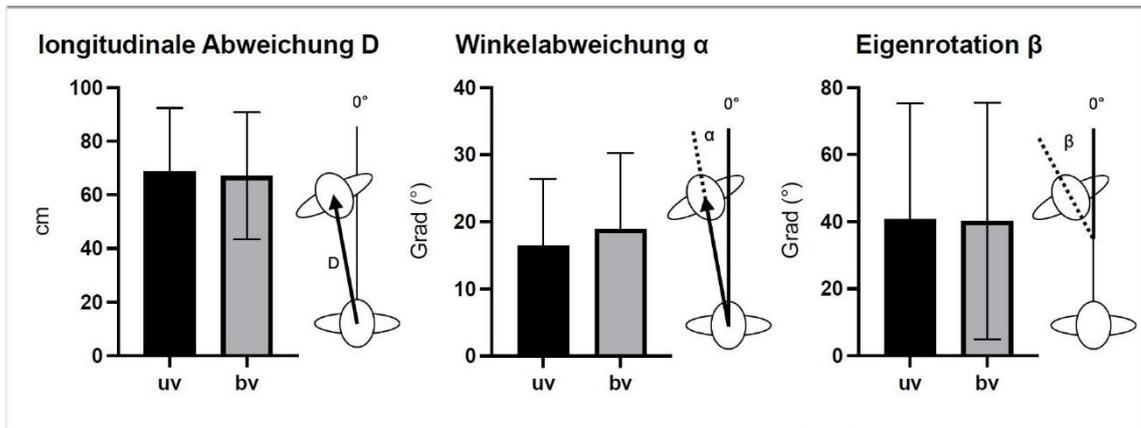


Abb. 13 : Ergebnisse der Testung der vestibulospinalen Kontrolle, n= 26 (Seiwerth et al. 2022)

Die lineare Regression zwischen Winkelabweichung und Winkelfehler ergab folgende Ergebnisse:

Im bestversorgten Zustand beträgt das Gütemaß der linearen Regression $R^2= 0,158$, sodass bei 15,8% der Teilnehmenden eine Winkelabweichung während des Unterberger-Tretversuchs mit einem Winkelfehler im Richtungshören erklärbar ist. Im unversorgten Zustand zeigte sich bei $R^2= 0,252$ dieser Zusammenhang bei 25,2% der Versuchspersonen.

4.2 Ergebnisse der Testung der posturalen Stabilität

Tabelle 6 stellt die Ergebnisse der Testung mit dem Interactive Balance System dar.

Parameter	Deskriptive Statistik		Varianzanalyse		Effektgröße D
	Bestversorgt (Mittelwert \pm SD)	Unversorgt (Mittelwert \pm SD)	p-Wert	η_p^2	
F1	18,2 \pm 5,1	19,1 \pm 4,9	0,39	0,03	0,18
F2-4	12,8 \pm 4,1	13,1 \pm 4,5	0,43	0,03	0,16
F5-6	5,9 \pm 1,6	6,1 \pm 2,0	0,42	0,03	0,17
F7-8	1,0 \pm 0,35	1,1 \pm 0,4	0,48	0,02	0,15
ST	33,0 \pm 10,1	33,9 \pm 10,8	0,28	0,05	0,23
WDI	5,8 \pm 1,6	5,6 \pm 1,5	0,26	0,05	0,23
Synch	531 \pm 123	522 \pm 149	0,62	0,01	0,10
Heel (%)	45,8 \pm 6,8	46,4 \pm 7,3	0,82	0,00	0,03
Left (%)	49,6 \pm 3,6	49,5 \pm 3,03	0,65	0,01	0,01

F: Frequenzspektrum; ST: Stabilitätsindex; WDI: Gewichtsverteilungsindex; Synch: Synchronisation; Heel: prozentuale Belastungsverteilung zwischen Vorfuß und Ferse; Left: prozentuale Belastungsverteilung zwischen linker und rechter Seite des Fuß

Zusätzlich erfolgte die individuelle Betrachtung des Stabilitätsindex der Versuchspersonen. Wie bei Seiwert et al. wurde hierbei der Quotient zwischen der bestversorgten und der unversorgten Testkondition gebildet (Seiwert et al. 2020). Die Ergebnisse werden in Tabelle 7 dargestellt.

Quotient	Anzahl	Prozent	Interpretation
< 0,95	11	42,3%	Verbessert
0,95 – 1,05	8	30,8%	Kein Unterschied
> 1,05	7	26,9%	Verschlechtert

4.3 Ergebnisse der Testung der Oberkörperschwankung

Die Testungen mit dem VertiGuard® System wurden einmal im unversorgten Zustand und einmal im bestversorgten Zustand durchgeführt und dann miteinander verglichen.

Hierbei ergaben sich folgende Werte in Tabelle 8:

Tabelle 8: Ergebnisse der Messung mit dem VertiGuard® System

Testaufgabe	Anteriposteriore Schwankungswerte					Mediolaterale Schwankungswerte				
	%/s (Mittelwert ± SD)					%/s (Mittelwert ± SD)				
	UV	BV	p-Wert	r	r	UV	BV	p	r	r
standing on 2 legs eyes open	0,27 ± 0,10	0,28 ± 0,11	0,67	0,08	0,08	0,30 ± 0,12	0,31 ± 0,18	0,68	0,08	0,08
standing on 2 legs eyes closed	0,32 ± 0,13	0,32 ± 0,13	0,94	0,02	0,02	0,32 ± 0,14	0,34 ± 0,18	0,59	0,11	0,11
standing on 1 leg eyes open	2,03 ± 2,75	1,48 ± 1,40	0,35	0,18	0,18	2,97 ± 4,18	2,46 ± 3,02	0,21	0,25	0,25
standing on 1 leg eyes closed	3,67 ± 2,44	3,89 ± 2,76	0,11	0,31	0,31	6,39 ± 5,72	5,78 ± 4,63	0,86	0,04	0,04
walking 8 tandem steps eyes open	5,29 ± 1,62	5,29 ± 1,54	0,96	0,01	0,01	5,59 ± 1,45	5,59 ± 1,57	0,99	0,00	0,00
standing on 2 legs on foam eyes open	0,43 ± 0,20	0,42 ± 0,20	0,40	0,16	0,16	0,46 ± 0,24	0,56 ± 0,32	0,01	0,51	0,51
standing on 2 legs on foam eyes closed	0,76 ± 0,36	0,75 ± 0,31	0,75	0,06	0,06	0,82 ± 0,55	0,88 ± 0,53	0,37	0,17	0,17
standing on 2 legs on foam eyes open	3,21 ± 2,33	3,45 ± 2,77	0,55	0,12	0,12	5,16 ± 3,61	6,52 ± 5,69	0,11	0,31	0,31
walking 8 tandem steps on foam eyes open	5,41 ± 1,32	5,54 ± 1,51	0,74	0,06	0,06	7,39 ± 2,94	7,88 ± 2,54	0,29	0,21	0,21
walking 3 m eyes open	5,89 ± 2,05	5,58 ± 1,76	0,28	0,21	0,21	7,3 ± 3,05	6,11 ± 1,72	0,03	0,44	0,44
walking 3 m eyes open rotating head	5,88 ± 1,68	5,91 ± 1,83	0,90	0,24	0,24	7,64 ± 3,13	7,40 ± 2,13	0,92	0,02	0,02
walking 3 m eyes open pitching head	6,20 ± 1,83	6,19 ± 2,04	0,76	0,06	0,06	7,29 ± 3,14	7,00 ± 2,06	0,56	0,11	0,11
walking 3 m eyes closed	5,54 ± 1,97	5,46 ± 1,59	0,86	0,03	0,03	6,85 ± 2,86	6,40 ± 2,05	0,35	0,18	0,18
walking over barriers	15,6 ± 6,61	14,3 ± 5,57	0,14	0,29	0,29	15,7 ± 7,61	13,6 ± 6,81	0,08	0,34	0,34

Es wurde zwischen anterioposterioren und mediolateralen Schwankungswerten unterschieden.

Die Ergebnisse der Auswertung der mediolateralen Schwankungswerte werden in Tabelle 9 und Abbildung 14 dargestellt. Im statistischen Vergleich zeigte sich hierbei eine Zunahme der Aktivität des vestibulären Subsystems in der bestversorgten Testkondition ($p: 0,02$, $r: 0,47$).

Tabelle 9: Statistische Auswertung der mediolateralen Schwankungswerte durch Wilcoxon-Test

Sensorischer Anteil	Deskriptive Statistik		p-Wert	r-Wert
	Mittelwert \pm SD			
	Bestversorgt	Unversorgt		
Visuell	1,0 \pm 0,8	0,7 \pm 1,5	0,57	0,11
Propriozeptiv	3,5 \pm 2,4	3,1 \pm 2,0	0,44	0,15
Vestibulär	1,1 \pm 1,2	0,3 \pm 1,8	0,02	0,47

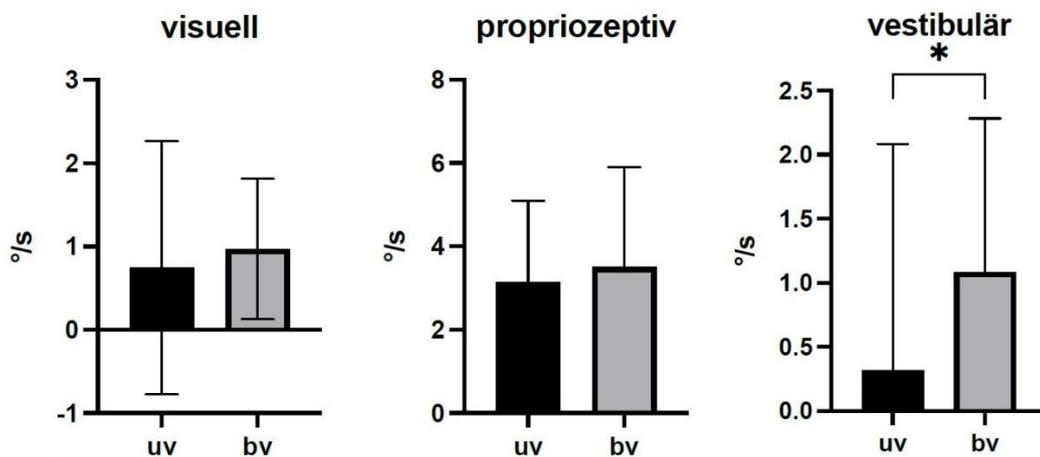


Abb. 14: Umgewichtung der sensorischen Anteile während unterschiedlicher Testkonditionen (mediolaterale Schwankungswerte) (Seiwerth et al. 2022)

Tabelle 10 und Abbildung 15 zeigen die Werte für die anterioposterioren Schwankungswerte:

Tabelle 10: Statistische Auswertung der anterioposterioren Schwankungswerte durch Wilcoxon-Test

Sensorischer Anteil	Deskriptive Statistik		p-Wert	r-Wert
	Mittelwert \pm SD			
	BV	UV		
Visuell	0,7 \pm 0,6	0,4 \pm 0,9	0,37	0,18
Propriozeptiv	2,8 \pm 1,6	2,8 \pm 1,5	0,93	0,02
Vestibulär	0,5 \pm 1,3	0,1 \pm 1,5	0,24	0,23

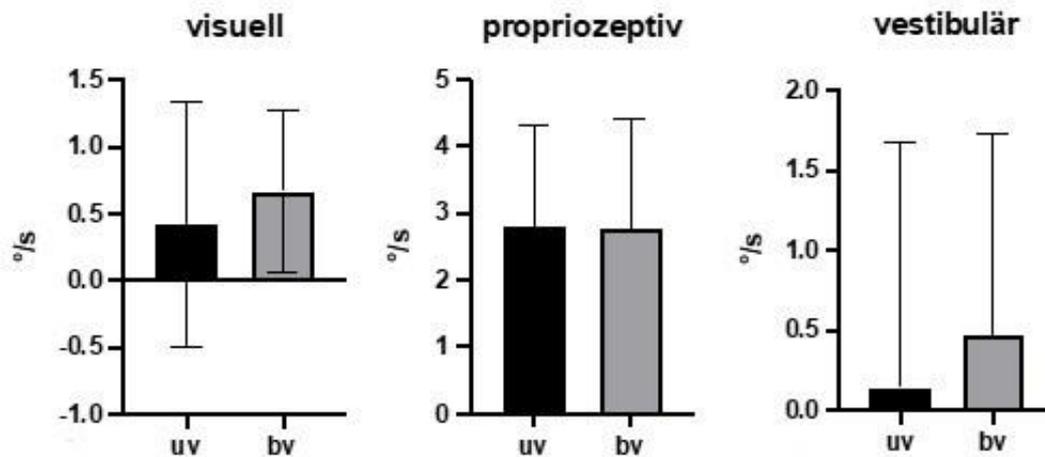


Abb. 15: Umgewichtung der sensorischen Anteile während unterschiedlicher Testkonditionen (anterioposteriore Schwankungswerte) (Seiwerth et al. 2022)

4.4 Ergebnisse der subjektiven Befragung

4.4.1 Subjektive Einschätzung Frage 1

Abbildung 16 zeigt die Auswertung der subjektiven Einschätzung hinsichtlich des Einflusses des präsentierten Geräuschs während der Testungen.

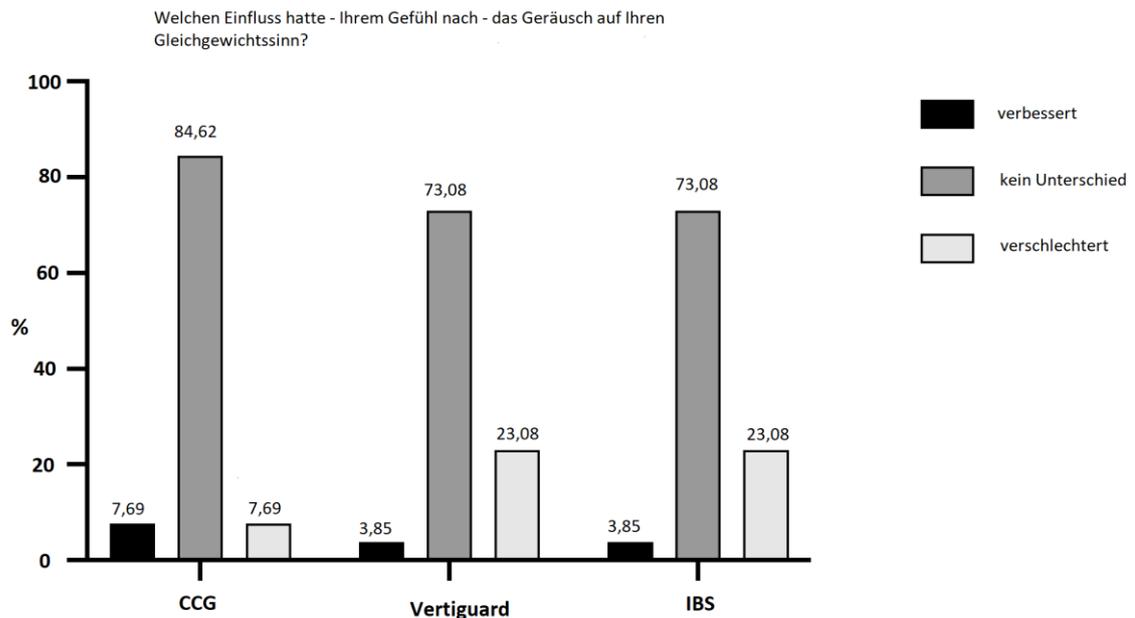


Abb. 16: Subjektive Einschätzung Frage 1, n= 26 (Seiwerth et al. 2022)

4.4.2 Subjektive Einschätzung der Frage 2

Abbildung 17 zeigt die Auswertung der subjektiven Einschätzung der Performance der Teilnehmenden.

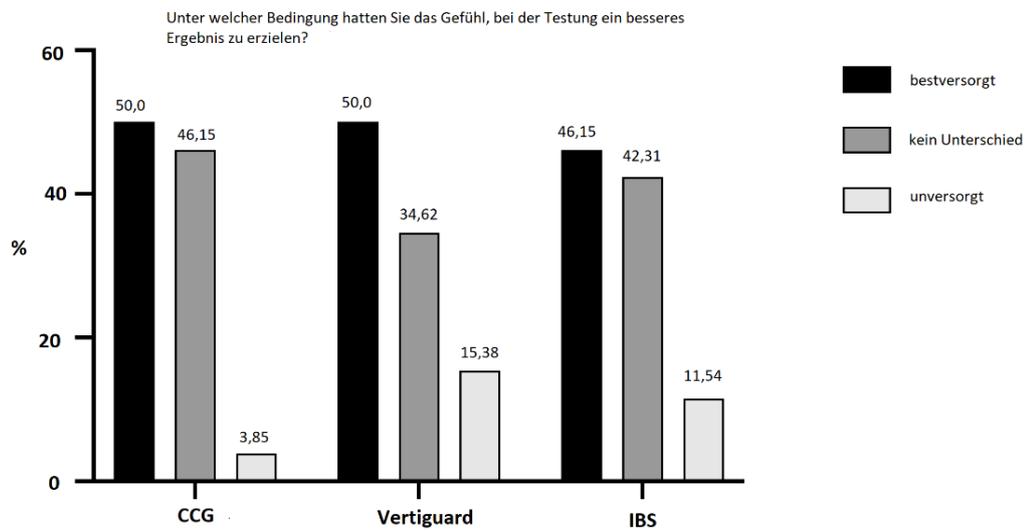


Abb. 17: Subjektive Einschätzung Frage 2, n= 26 (Seiwerth et al. 2022)

5 Diskussion

5.1 Vestibulospinale Kontrolle

Bei der Auswertung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigte sich kein Unterschied in der Auswertung. Im Durchschnitt ergaben sich bei allen Teilnehmenden Ergebnisse, die sich größtenteils im physiologischen Rahmen bewegten, sowohl im unversorgten, als auch im bestversorgten Zustand (Grommes und Conway 2011; Zhong und Yost 2013). Die longitudinale Abweichung betrug in beiden Versorgungszuständen mehr als 50 cm. Dies könnte an den Bedingungen liegen, unter denen die Messdaten erhoben worden sind. Die Testung erfolgte bei dieser Arbeit in einem echoarmen Raum, während Fukuda die Daten in einem geräuscharmen Raum erhob (Seiwerth et al. 2018). In einem geräuscharmen Raum sind die Reflexionen von Schallwellen ausgehend von Geräuschquellen möglich, sodass diese Fukudas Probanden möglicherweise eine diskrete auditive Orientierungshilfe gaben, während dies in einem echoarmen Raum weniger zu erwarten ist (Seiwerth et al. 2018). In zwei vorhergehenden Arbeiten konnte eine deutliche Reduktion der Eigenrotation und der longitudinalen Abweichung nachgewiesen werden (Munnings et al. 2015; Seiwerth et al. 2018). Ebenso zeigten Zhong und Yost eine Reduktion der Winkelabweichung α , wenn Normalhörenden während der Durchführung des Unterberger-Tretversuchs ein Geräusch präsentiert wurde (Zhong und Yost 2013). Ein direkter Vergleich der vorliegenden Studienpopulation mit der untersuchten Gruppe von Seiwerth et al. ist aufgrund der Heterogenität hinsichtlich physiologischer Grundvoraussetzung und Testkondition allerdings nicht möglich.

Dass es bei dieser Untersuchung zu keinem erkennbaren Unterschied der Messparameter kam, könnte damit zusammenhängen, dass die Präsentation des Fastl-Rauschens in beiden Testkonditionen erfolgte und die Testpersonen auch ohne Hörhilfen über ihr restliches Hörvermögen Zugriff auf auditive Informationen hatten. Dies würde darauf hindeuten, dass minimale auditive Reize genügen, um Informationen zur posturalen Regulation bzw. vestibulospinalen Kontrolle zu liefern.

5.2 Posturale Stabilität

Die Auswertung der Messung der posturalen Kontrolle ergab keinen Unterschied zwischen der best- und der unversorgten Testkondition. Frühere Untersuchungen mit Messplatten-Systemen zeigten zwar, dass ein teilweiser Hörverlust zu einer verminderten posturalen Regulation führte und damit zu erhöhten Körperschwankungswerten (Era und Heikkinen 1985). Eine weiterführende Arbeit zeigte, dass die Präsentation von weißem Rauschen als Geräuschquelle zu einer Stabilisierung der Körperhaltung führte, im Vergleich zu der Unterdrückung von auditiven Signalen (Ross et al. 2016). Hierbei erfolgte die Präsentation der Geräuschquelle von

einem festgelegten Punkt aus (Ross et al. 2016). Wieder eine andere Studie ergab, dass die Teilnehmenden sich noch besser auf einem Fußplatten-Messsystem stabilisieren konnten, wenn die Präsentation des Weißen Rauschens durch eine rotierende Geräuschquelle während der Testung erfolgte, im Vergleich zu Testbedingungen mit einer statischen Geräuschquelle oder dem Fehlen von auditivem Input (Gandemer et al. 2014). Dies stützt die Überlegung, dass die posturale Regulation durch das Einbeziehen vieler auditiver Informationen und dem Erstellen einer auditorischen Landkarte aus der Umwelt beeinflusst werden kann (Gandemer et al. 2014). In diesen Arbeiten wurde bereits der Zusammenhang von Hören und Gleichgewicht auch mit statischen Messsystemen untersucht. Das Interactive Balance System, welches in der vorliegenden Arbeit zur Messung der posturalen Regulation verwendet wurde, ist hierbei gut vergleichbar mit den etablierten Fuß-Messplatten-Systemen (Seiwerth et al. 2020). Insbesondere der Parameter des Stabilitätsindikators zeigt eine starke Korrelation mit den Parametern „*area of sway*“ , „*length of sway*“ und „*among of sway*“ , die durch andere Messsystemen wie zum Beispiel dem Chattecx Balance System (Chattanooga Group, Inc, Hixson, TN) erhoben werden (Friedrich et al. 2008).

Die Ergebnisse bisheriger Studien liefern allerdings insgesamt unterschiedliche Erkenntnisse hinsichtlich des Einfluss von akustischen Signalen auf die Körperschwankung: Bei Normalhörenden konnte in einigen Arbeiten gezeigt werden, dass die Haltungsschwankung in einer geräuscharmen Umgebung der Teilnehmenden zunahm.

Andere Arbeiten zeigten wiederum keinen Einfluss von akustischen Signalen auf die Körperschwankung (Azevedo et al. 2016; Palm et al. 2009). Park et al. stellte 2011 sogar eine nachteilige Wirkung von Geräuschen auf das Gleichgewicht und die Stabilität von Normalhörenden fest (Park et al. 2011). So wurde nachgewiesen, dass es bei hohen Schallfrequenzen zu einer Zunahme von anterioposterioren Schwankungswerten bei den Versuchspersonen kam (Park et al. 2011). Ebenso zeigten Tanaka et al. einen destabilisierenden Effekt von einer rotierenden Geräuschquelle auf das Gleichgewicht insbesondere bei älteren Menschen (Tanaka et al. 2001). Eine weitere Arbeit wies ebenfalls eine Zunahme der Schwankungswerte während der Präsentation von auditiven Signalen nach. Es konnte hierbei eine im Verhältnis größere Zunahme der lateralen gegenüber den anterioposterioren Schwankungswerten aufgezeigt werden (Raper und Soames 1991). Raper und Soames präsentierten hierbei unter anderem Hintergrundgespräche als Geräuschquelle und kamen zu dem Ergebnis, dass reine Töne im Vergleich zu Hintergrundgesprächen zu einer stärkeren Körperschwankung führen (Raper und Soames 1991). Gago et al. konnten 2015 in einer Studie nachweisen, dass einerseits Hintergrundgeräusche, andererseits aber auch das Fehlen von

Geräuschen einen destabilisierenden Effekt haben (Gago et al. 2015). Die Beschaffenheit und kognitive Bewertung der auditiven Umgebung scheinen also ebenfalls eine Rolle zu spielen. Diese Annahme wird durch eine Arbeit von Chen und Qu gestützt, die herausfanden, dass unangenehme Geräusche mit einer höheren Körperschwankung einhergehen (Chen und Qu 2017).

Bis jetzt untersuchten insgesamt wenige Studien den Zusammenhang zwischen der posturalen Kontrolle und der Versorgung mit Hörgeräten. Die durchgeführten Studien lassen einen positiven Effekt von der Versorgung mit Hörhilfen auf das Gleichgewicht vermuten. Jedoch scheint nicht abschließend klar zu sein, ob dieser Effekt sich auf das statische oder dynamische Gleichgewicht bezieht oder in der subjektiven Wahrnehmung der Versuchspersonen liegt (Borsetto et al. 2020). Negahban et al. untersuchte 2017 den Einfluss von Hörhilfen auf das statische Gleichgewicht unter Verwendung von einem Fuß-Messplatten-System (Negahban et al. 2017). Hierbei wurde zudem die Testgruppe, die mit Hörhilfen versorgt wurde, zusätzlich zu den unterschiedlichen Testkonditionen (bestversorgt und unversorgt) noch mit einer Gruppe verglichen, die keine Hörhilfen trugen (Negahban et al. 2017). Es zeigte sich eine Verbesserung der posturalen Kontrolle in der hörrehabilitierten Gruppe in der bestversorgten Testkondition verglichen mit der unversorgten Testkondition (Negahban et al. 2017). Allerdings erfolgte in dieser Arbeit keine Pseudorandomisierung und die Versuchspersonen starteten immer in der bestversorgten Kondition, sodass die schlechteren Ergebnisse in der unversorgten Testkondition auch auf Ermüdung oder andere Faktoren zurückzuführen sein könnten (Negahban et al. 2017). Shayman et al. konnten bei einer Gruppe von 13 Personen, die bilateral mit Cochlea-Implantaten versorgt wurden, eine signifikante Reduktion der Körperschwankung während des Romberg-Stehversuchs feststellen, wenn diese ihre Hörgeräte trugen (Shayman et al. 2018). Klunter et al. verglich 2009 eine Gruppe von Personen, denen ein Cochlea-Implantat eingesetzt werden sollte, mit einer Gruppe von Normalhörenden hinsichtlich der statischen und dynamischen posturalen Kontrolle (Klunter et al. 2009). Hierbei erfolgte die Testung der posturalen Stabilität vor und nach der Operation und wurde mit der normalhörenden Kontrollgruppe verglichen. Die Untersuchung erfolgte ebenfalls auf einem Fuß-Messplatten-System. Die Ergebnisse zeigten, dass Testpersonen vor und nach der Cochlea-Implantation signifikant schlechtere Ergebnisse in der statischen und dynamischen posturalen Kontrolle zeigten (Klunter et al. 2009). Dies würde die Hypothese stützen, dass ein Hörverlust zu einer eingeschränkten posturalen Kontrolle führt. Rumalla et al. untersuchte 2015 durch den Romberg-Stehversuch und den Tandemstand die Auswirkung der bilateralen Versorgung mit Hörgeräten auf das Gleichgewicht (Rumalla et al. 2015). Die 14 Versuchspersonen im Alter von 77 Jahren absolvierten hierbei die Testungen

einmal mit und einmal ohne Hörgeräte. Während der Testung wurden den Teilnehmenden ein breitbandiges weißes Rauschen präsentiert (Rumalla et al. 2015). Die Ergebnisse zeigten eine Verbesserung der Stabilität, wenn die Teilnehmenden durch das Tragen von Hörgeräten unterstützt wurden. Die Autoren interpretierten dies als Folge des verbesserten Zugriffs auf auditive Informationen durch die Hörgeräte und deren Nutzung als Orientierungspunkte (Rumalla et al. 2015). In einer ähnlichen Arbeit zeigte sich ebenfalls eine Abnahme der Körperschwankung, wenn die Versuchspersonen ihre Hörhilfen trugen während der Präsentation eines Geräuschs (Vitkovic et al. 2016).

Bezugnehmend auf die vorliegende Arbeit könnte dies die Annahme stützen, dass bereits niedrigschwellige auditive Reize genügen würden, um einen positiven Effekt auf die posturale Regulation zu nehmen, da die Versuchspersonen in beiden Testkonditionen das Fastl-Rauschen präsentiert bekamen. Andererseits muss man auch in Betracht ziehen, dass die angebotenen auditiven Informationen in dieser Arbeit möglicherweise nicht reichhaltig genug waren, um einen positiven Effekt zu erzielen: Gandemer et al. zeigte in zwei Experimenten, dass die Präsentation mehrerer Schallquellen zu einer Reduktion der Körperschwankung führte und dass umweltnahe Geräusche zu einer Abnahme der Körperschwankung um 15% führt (Gandemer et al. 2017). Dies spricht dafür, dass der stabilisierende Effekt von auditiven Signalen umso größer ist, je reichhaltiger die auditive Umgebung ist und dass die in der vorliegenden Arbeit präsentierte, einzelne Schallquelle möglicherweise nicht ausreichend Informationen transportierte.

Insgesamt schließen sich die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit vorherigen Untersuchungen an, in denen ebenfalls kein Unterschied in der statischen Balance, während der Präsentation von Schall festgestellt werden konnte (Palm et al. 2009; Azevedo et al. 2016).

Das Interactive Balance System erlaubt neben der Beurteilung der allgemeinen posturographischen Parametern wie der Stabilität, zusätzlich die Analyse der Teilkomponenten der posturalen Regulation. In einer früheren Arbeit mit Normalhörenden zeigte sich hierbei eine Herunterregulation der visuellen-nigrostriatalen und peripheren-vestibulären Systeme, während der Präsentation von Schall. Dies wurde als Ausdruck der Neugewichtung der sensorischen Untersysteme in Anwesenheit von auditiven Informationen gewertet (Seiwerth et al. 2020).

In der vorliegenden Arbeit zeigten sich jedoch keine wesentlichen Unterschiede in der Aktivität der, für die posturale Regulation, wichtigen sensorischen Systeme zwischen den beiden auditorischen Testkonditionen. Allerdings zeigte sich bei der Auswertung in 42,3% eine

individuelle Verbesserung der Stabilität der Teilnehmenden in der bestversorgten Testkondition. Dies bedeutet, dass die Unterstützung durch Hörgeräte individuell durchaus zu einer Verbesserung des Gleichgewichts führen kann. Es könnte also in zukünftigen Arbeiten notwendig sein, die individuellen Voraussetzungen bei den Versuchspersonen genauer zu prüfen. Dadurch könnten genauere Rückschlüsse auf gleichgewichtsspezifische Wirkungen durch hörrehabilitative Maßnahmen gezogen werden. In der vorliegenden Arbeit konnte kein Muster von stabilitätsverbessernden Faktoren beobachtet werden.

5.3 Oberkörperschwankung

Das Gleichgewicht erfordert die Stabilität des Körperschwerpunkts in statischen und in dynamisch-mobilen Bewegungsabläufen (Ciquinato et al. 2020). Diesbezüglich erfolgte in der vorliegenden Arbeit, neben der Testung der posturalen Kontrolle in statischen Situationen, auch die Testung in dynamisch-mobilen Bewegungsabläufen. Das VertiGuard® System bietet hierbei 14 sensorische Übungen aus dem Standard Balance Deficit Test, in dem alltagsrelevante Bewegungsabläufe getestet werden (Basta und Ernst 2011). Bei der aktuell geringen Zahl an Studien, die an Personen mit Hörbeeinträchtigung durchgeführt wurden, wurden zum Großteil statische Testungen zur Prüfung der posturalen Kontrolle herangezogen (Borsetto et al. 2020). Mobile Gleichgewichtsprozesse, insbesondere das Gehen, sind jedoch ebenso wichtig zu betrachten: In 53% der Stürze unter älteren Menschen wird Stolpern als Ursache angegeben (Blake et al. 1988).

Das VertiGuard® System wurde noch nicht häufig unter dieser Fragestellung bei Studien eingesetzt. Einzelne Teilaufgaben ähneln jedoch den Testungen in anderen Arbeiten.

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich zum einen eine Reduktion der mediolateralen Schwankungswerte während der Testkondition 10 (*Walking 3m with eyes open*) im bestversorgten Zustand. Zum anderen zeigte sich eine Zunahme der Schwankungswerte während Testkondition 6 (*Standing on 2 legs on foam with eyes open*) ebenfalls während der bestversorgten Kondition. Die Effekte konnten nur in der mediolateralen Ebene nachgewiesen werden, während bei den anterioposterioren Schwankungswerten kein Unterschied nachweisbar war. Es scheint also einen positiven Effekt der Hörrehabilitation auf mobile Bewegungsabläufe zu geben. Dagegen scheint das statische Gleichgewicht bei zusätzlich eingeschränkter Propriozeption eher benachteiligt durch den vermehrten Zugriff auf akustische Signale.

In der Arbeit von Ciquinato et al. zeigte sich, dass ältere Menschen mit einer Hörbeeinträchtigung eine schlechtere posturale Kontrolle in allen Schwankungswerten

aufwiesen als die Vergleichsgruppe ohne Hörbeeinträchtigung (Ciquinato et al. 2020). Vorhergehende Untersuchungen zeigten, dass eine Hörbeeinträchtigung zu einer Veränderung der anterioposterioren Schwankungswerte führt. Dies wurde damit erklärt, dass es durch den Wegfall der auditiven Informationen aufgrund einer kognitiven Neubewertung zu einer Verminderung der posturalen Kontrolle kommt (Balasubramaniam und Wing 2002; Dozza et al. 2007; Thomas et al. 2018). Wie in 5.2 beschrieben, untersuchten Raper und Soames ebenfalls, ob auditive Signale Einfluss auf die Körperschwankungswerte haben. In ihrer Studie stellten sie fest, dass sich die lateralen Schwankungswerte im Verhältnis stärker veränderten, anders als die anterioposterioren Werte. Dies stellten sie in Zusammenhang mit der Qualität des dargebotenen Stimulus (Raper und Soames 1991).

Siedlecka et al. kamen zu dem Schluss, dass vor allem hochfrequente Geräusche zu einer Reduktion der Körperschwankung beitragen (Siedlecka et al. 2015). Das Fastl-Rauschen, welches in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde, ähnelt durch spektrale Verteilung und zeitliche Hüllkurvenschwankung fließender Sprache (Fastl 1987). Dies hatte zum Ziel eine geringstmögliche Ablenkung durch die Präsentation des auditiven Stimulus zu erreichen. Allerdings gaben 23,08% der Befragten an, sich negativ durch das Geräusch beeinflusst zu fühlen. Dies könnte zu einer Zunahme der Schwankungswerte bei diesen Versuchspersonen geführt haben. Wie ebenfalls in 5.2 erwähnt kamen Chen und Qu zu dem Ergebnis, dass insbesondere die anterioposterioren Schwankungswerte bei Normalhörenden während statischer Gleichgewichtsübungen durch unangenehme Geräusche erhöht werden (Chen und Qu 2017). Es kann hier nicht abschließend geklärt werden, warum sich die Effekte nur in der mediolateralen Schwankungsebene nachweisen ließen. Allerdings scheint die Qualität des Stimulus und die statische Präsentation eine Rolle zu spielen.

Der hier nachgewiesene mögliche positive Effekt der Hörrehabilitation auf das mobile Gleichgewicht konnte auch in vorhergehenden Studien gezeigt werden. Shayman et al. untersuchten an einer kleinen Kohorte von drei Versuchspersonen, ob die Unterstützung durch Hörgeräte einen Effekt auf das Gehen hat. Hierbei zeigte sich eine Verbesserung der Performanz, wenn die Testpersonen durch Hörhilfen unterstützt wurden (Shayman et al. 2017). Die Versuchspersonen wurden in der unterstützten Testkondition schneller. Geht man davon aus, dass eine Reduktion der Ganggeschwindigkeit zu einer Erhöhung des Sturzrisikos führt, könnte wiederum eine Erhöhung der Ganggeschwindigkeit zu einer Reduktion des Sturzrisikos führen (Verghese et al. 2009; Shayman et al. 2017). In der vorliegenden Arbeit wurde die Ganggeschwindigkeit während der Testkonditionen nicht gemessen; dies könnte aber für zukünftige Untersuchungen ein interessanter Parameter bei der Beurteilung des Einflusses von

Hörhilfen auf mobile Gleichgewichtsprozesse sein. Louza et al. stellten in ihrer Arbeit ebenfalls eine Verbesserung des dynamischen Gleichgewichts nach Implantation von Cochlea-Implantaten fest (Louza et al. 2019). Die Testungen erfolgten hier ebenfalls unter Verwendung des VertiGuard® Systems und zeigten eine signifikante Reduktion des Sturzrisikos bei Durchführung der Übungen mit aktivierten Cochlea-Implantaten. Louza et al. stellten zudem fest, dass die Art der präsentierten Geräuschquelle ebenfalls Einfluss auf die Reduktion des Sturzrisikos zeigte. So zeigten Sprachtexte und Musik einen positiveren Einfluss auf das Sturzrisiko, als weißes Rauschen (Louza et al. 2019).

Weaver et al. untersuchten in einer Arbeit den Einfluss des Tragens von Hörgeräten auf das Gehen. Dies erfolgte an Personen, die bilateral mit Hörhilfen (n=13) oder Cochlea-Implantate (n=12) versorgt wurden (Weaver et al. 2017). Die 25 verblindeten Testpersonen durchliefen in pseudorandomisierter Reihenfolge wiederholt die Aufgabe einen Meter zu gehen. Dabei wurde ihnen ein Geräusch präsentiert und die Testung erfolgte entweder mit oder ohne Unterstützung durch Hörgeräte (Weaver et al. 2017). Hierbei zeigte sich zwar kein objektiver Unterschied zwischen der unterstützten und nicht-unterstützten Testkondition (Weaver et al. 2017). Allerdings profitierten dennoch Versuchspersonen teilweise individuell von der Unterstützung durch die Hörgeräte. Es handelte sich hierbei vor allem um Personen, die mit Cochlea-Implantaten versorgt wurden (Weaver et al. 2017). In zukünftigen Untersuchungen könnten noch spezifischere Einschlusskriterien gestellt werden, um diese individuellen Verbesserungstendenzen objektivieren zu können.

Um genauer Aufschluss über die Interaktion zwischen Hören und der posturalen Regulation zu erhalten, erfolgte zudem eine Subsystemanalyse hinsichtlich des propriozeptiven, visuellen und vestibulären Anteils. Hier ergab sich bei der Betrachtung der lateralen Schwankungswerte eine deutliche Zunahme des vestibulären Anteils in der bestversorgten Kondition. Man könnte also annehmen, dass das vestibuläre System in der bestversorgten Kondition aktiver ist, um eine stabile Körperhaltung aufrecht zu erhalten. Insgesamt widmeten sich bisher wenige Studien der Analyse der Interaktion der sensorischen Subsysteme, die am Gleichgewicht beteiligt sind. Wie unter 1.4 bereits beschrieben, bestehen drei Hypothesen inwiefern der Hörverlust die posturale Regulation und das Gleichgewicht beeinflusst. Die Überlegung, dass gemeinsame degenerative Prozesse zusammen spielen und eine Abnahme der auditiven Fähigkeiten zu einer Abnahme der vestibulären Funktion führt, ist also naheliegend (Agmon et al. 2017). Im Umkehrschluss könnte man annehmen, dass eine Verbesserung der auditiven Situation zu einer Verbesserung der vestibulären Funktion führt, auch, wenn durch die vorliegenden Ergebnisse nicht abschließend nachgewiesen werden kann, in welchem Rahmen dies passiert. Wie in 5.2 beschrieben kamen

Seiwerth et al. zu den Erkenntnissen, dass es unter Präsentation von auditiven Signalen zu einer Reduktion der visuellen und vestibulär-nigrostriatalen Subsysteme kommt (Seiwerth et al. 2020). Es ist möglich, dass ein Unterschied im audiovestibulären Zusammenspiel herrscht, abhängig davon ob statische oder dynamisch-mobile Gleichgewichtsprozesse aktiv sind. Eine weitere Studie zeigte, dass es unter unterschiedlichen Stimuli zu einer Neubewertung und -einordnung der sensorischen Informationen kommt (Peterka 2002). Maheu et al. zeigten, dass bei gesunden Erwachsenen das Unterdrücken von auditorischen Informationen zu einer Zunahme der Wertigkeit von visuellen Informationen zur Aufrechterhaltung der posturalen Kontrolle führt (Maheu et al. 2017). Weiterhin zeigten Hegeman et al., dass bei Menschen mit Vestibularisausfall durch ein auditives Feedbacksystem eine Verbesserung der Körperschwankung erreicht werden konnte (Hegeman et al. 2005). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sprechen dafür, dass es auch hier zu einer sensorischen Neugewichtung kommt.

5.4 Wirkung der Hörgeräteversorgung auf das räumliche Hören

Normalhörende zeigten bei Testungen des Richtungshörens in vorherigen Studien Winkelfehler von 2° bis 4° (Makous und Middlebrooks 1990; Akeroyd 2014; Seiwerth et al. 2018). In der vorliegenden Arbeit zeigten die Teilnehmenden deutlich höhere Winkelfehler (BV: 42,0° ($SD=28,3$), UV: 46,231° ($SD=34,339$)).

Personen mit einer Hörbeeinträchtigung können horizontale Geräusche allgemein schlechter lokalisieren als Normalhörende (van den Bogaert et al. 2006). Einige Arbeiten zeigten, dass das Tragen von Hörgeräten die Fähigkeit Töne örtlich zuzuordnen zu können, zudem noch verschlechterte (Byrne et al. 1996). Dies könnte an den verschiedenen Signalverarbeitungsprozessen liegen, die in den Hörgeräten ablaufen und vor allem die interauralen Laufzeitunterschiede stören. Diese Prozesse sind darauf ausgelegt, dass das Gesprochene besser verstanden wird und Hintergrundgeräusche unterdrückt werden (Vitkovic et al. 2016). Eine Arbeit untermauerte die Hypothese, dass zur Lokalisierung von Geräuschen in der horizontalen Ebene interaurale Signale, wie die ILD und ITD, genutzt werden (Makous und Middlebrooks 1990). Untersuchungen zeigten, dass vor allem bei einer Hörbeeinträchtigung die Zuordnung bei Geräuschen frontal oder von hinten gestört wird (Keidser et al. 2009). Keidser et al. zeigte in einer Studie, dass höherfrequente Geräusche von Testpersonen mit einer Hörbeeinträchtigung schlechter wahrgenommen wurden als niedrigfrequente Geräusche (Keidser et al. 2009). Dies würde die Hypothese stützen, dass Hörbeeinträchtigte vor allem interaurale Laufzeitunterschiede (ITD) eher nutzen würden als interaurale Pegeldifferenzen (ILD) (Keidser et al. 2009; Akeroyd 2014). Die ILDs nehmen mit zunehmendem Winkel der

Geräuschquelle auf horizontaler Ebene im Verhältnis zum Kopf zu (Makous und Middlebrooks 1990). Bei eingeschränkter möglicher Nutzung der auditiven Informationen aus den ILDs bei einer Hörbeeinträchtigung erklären sich die größeren Winkelfehler der Versuchspersonen im unversorgten Zustand im Vergleich zu Normalhörenden. Durch die zusätzlich künstlich gesteuerte Heraushebung oder Unterdrückung bestimmter akustischer Signale durch die Hörgeräte könnte der Zugriff und die Verarbeitung dieser Signale nachhaltig verändert sein. Das würde ebenfalls den größeren Winkelfehler dieser Versuchspersonen in der bestversorgten Kondition im Vergleich zu Normalhörenden erklären (Vitkovic et al. 2016).

Bei der Überlegung des physiologischen Zusammenhangs von auditiven Signalen und posturaler Regulation wurde der Zusammenhang zwischen dem Winkelfehler bei der Testung des Richtungshörens und der Winkelabweichung bei der Durchführung des Unterberger-Tretversuchs überprüft. Hierbei zeigte sich bei der linearen Regression, dass die Winkelabweichung während des Unterberger Tretversuchs im bestversorgten Zustand zu 15,8% und im unversorgten Zustand zu 25,2% erklärbar ist. Es muss also noch andere Faktoren geben, die die Winkelabweichung der Testpersonen erklären können. Es zeigte sich in vorherigen Arbeiten bereits, dass auch junge, körperlich nicht eingeschränkte Personen starke Abweichungen während der Durchführung des Unterberger-Tretversuchs zeigten (Paquet et al. 2014). Dies führte zu der Annahme, dass die Durchführung von motorischen Aufgaben ohne visuelle Informationen eine komplexe kognitive Aufgabe ist, die für manche Versuchspersonen schwieriger ist als für andere (Paquet et al. 2007). Einfluss auf die Winkelabweichung können also auch andere, schwer messbare Parameter nehmen, wie die Konzentration der Versuchsperson oder das individuelle Empfinden der Schwierigkeit der Aufgabe (Paquet et al. 2014). In den benannten Arbeiten wurden zudem nur junge Menschen getestet; dabei zeigt sich, dass die kognitive Leistung mit zunehmenden Alter abnimmt und ältere Versuchspersonen deutlich höhere Schwierigkeiten haben eine stabile Position beizubehalten, wenn ein sensorisches System, wie das visuelle System beispielsweise, ausfällt (Nnodim und Yung 2015). Diese Faktoren müssten in zukünftigen Arbeiten noch genauer herausgearbeitet werden.

Dennoch können die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit auch so interpretiert werden, dass im unversorgten Zustand der Fehler im Richtungshören mehr Einfluss auf die Winkelabweichung im Unterberger-Tretversuch bzw. die vestibulospinale Kontrolle hat als im bestversorgten Zustand. Wie bereits oben erwähnt kommt es durch die Hörgeräte zu einer zusätzlichen Überarbeitung und Hervorhebung der präsentierten akustischen Signale. Verschiedene Studien zeigten, dass, wie bereits oben erwähnt, Personen mit einer Hörbeeinträchtigung über ein schlechteres räumliches Hören verfügen (Akeroyd 2014). Hierbei zeigte sich, dass die Fähigkeit

einzuordnen, ob Töne von vorne oder hinten präsentiert werden eingeschränkt ist. Die Fehlerquote liegt hier bei 12%. Durch hörrehabilitative Maßnahmen stieg diese sogar auf 25% an (Akeroyd 2014). Es ist also anzunehmen, dass im unversorgten Zustand die Versuchspersonen dennoch über ihr restliches Hörvermögen teilweise in der Lage waren das präsentierte Geräusch einzuordnen und sich während des Unterberger-Tretversuch unbewusst danach ausrichteten. Durch die Versorgung mit hörrehabilitativen Maßnahmen in Kombination mit dem echoarmen Raum scheint die Wichtigkeit der akustischen Signale als mögliche Orientierungspunkte abzunehmen und andere Faktoren wie möglicherweise Kognition zu steigen.

5.5 Subjektive Wahrnehmung der Versorgung

Bei der Auswertung der subjektiven Einschätzung kam es abhängig vom Experiment zu diskrepanten Aussagen zwischen den beiden Fragen, aber auch zwischen objektiver und subjektiver Einschätzung. Nur 4-7% der Teilnehmenden gaben an, unter der Präsentation des Fastl-Rauschens subjektiv über ein besseres Gleichgewichtsgefühl zu verfügen. 7-23% gaben sogar eine subjektive Verschlechterung an. Dagegen scheint die Hälfte der Testpersonen subjektiv in der bestversorgten Kondition besser abgeschnitten zu haben (46- 50%) bzw., keinen Unterschied zwischen bestversorgt und unversorgt bemerkt zu haben (34-46%). 4-15% gaben an, in der unversorgten Kondition subjektiv die Aufgaben besser absolviert zu haben. Dies lässt den Schluss zu, dass die Versorgung mit hörrehabilitativen Maßnahmen als überwiegend positiv für das Gleichgewicht eingeschätzt wird, während die Art des akustischen Stimulus teilweise als störend wahrgenommen wurde. Lacerda et al. führten 2012 Befragungen von Personen durch, die mit Hörhilfen versorgt wurden, von denen die Mehrheit angab, einen subjektiv positiven Effekt auf das tägliche Leben durch die Hörhilfen zu bemerken (Lacerda et al. 2012). Dass die Qualität der akustischen Signale ebenfalls Einfluss auf die Gleichgewichtssperformanz haben kann, wurde in weiter oben erwähnten Studien bestätigt. Für zukünftige Arbeiten könnte eine Auswahl unterschiedlicher akustischer Signale gegebenenfalls sinnvoll sein.

Bezüglich der Diskrepanz zwischen objektiven Ergebnissen und subjektiver Einschätzung, ergänzt die Auswertung dieser Arbeit bereits vorhergehende Studien. So führte Rumalla et al. 2015 eine Gleichgewichtstestung an hörgeschädigten Personen durch. Trotz quantitativer Verbesserungen des Gleichgewichts unter Hinzunahme von Hörgeräten, gaben hier die Studienteilnehmer an, keine subjektive Verbesserung verspürt zu haben (Rumalla et al. 2015). Dies deckte sich mit vorherigen Arbeiten bei denen bereits von einer Diskrepanz zwischen der subjektiven Einschätzung und objektivierbaren Einschränkung hinsichtlich des Gleichgewichts berichtet wurde (Basta et al. 2008; Krause et al. 2010).

Stürze und sturzbedingte Verletzungen kommen sehr häufig in der älteren Bevölkerung vor: So stürzen etwa 30% der über 65-jährigen in der Häuslichkeit und über 50% der älteren Menschen, die in Pflegeeinrichtungen leben mindestens einmal jährlich. Diese Stürze führen in 20-30% zu leichten bis schwere Verletzungen und machen 15% der Besuche in der Notaufnahme aus. In 10% kommt es zu schweren Verletzungen. Da die ältere Bevölkerung eine der am schnellsten wachsenden Bevölkerungsgruppen ist und das Sturzrisiko mit zunehmendem Alter ansteigt, ist die Sturzprophylaxe ein wichtiges Thema. Der Hörverlust ist eine der häufigsten chronischen Erkrankungen, die im Alter auftreten. Es ist anzunehmen, dass ein Zusammenhang zwischen Gleichgewicht und Hören besteht und dass Hörverlust auch das Gleichgewicht beeinträchtigen kann. Diesbezüglich wurden bereits einige Studien an Normalhörenden durchgeführt, die die These stützen, dass akustische Signale einen positiven Einfluss auf die Körperschwankung haben. Ob die apparative Hörrehabilitation zu einer Verbesserung des Gleichgewichts führen, wurde vorrangig an mit Cochlea-Implantaten versorgten Patienten oder an Patienten mit konventioneller Hörgeräteversorgung unter Testung des statischen Gleichgewichts untersucht. Sie lassen eine positive Wirkung der Hörrehabilitation auf das Gleichgewicht vermuten, dennoch scheint unklar zu sein, worin dieser Effekt besteht. In dieser Arbeit wurde die bisher wenig in Studien betrachtete Patientengruppe mit hörrehabilitativen Maßnahmen durch aktive Mittelohr- und Knochenleitungsimplantate genauer untersucht, um diesen Effekt weiter zu spezifizieren. In drei in sich geschlossenen Experimenten wurde das Gleichgewicht unter unterschiedlichen Aspekten getestet (statisch und dynamisch). Dies einmal in der bestversorgten (BV) und in der unversorgten (UV) Kondition unter ständiger Präsentation eines fluktuierenden Rauschsignals. Dadurch konnte der mögliche Effekt der Hörrehabilitation isoliert betrachtet werden.

Untersucht wurden 26 Personen, die entweder einseitig oder beidseitig mit teilimplantierten Hörgeräten (Vibrant Soundbridge® oder Bonebridge®) hörrehabilitiert wurden. Bei den 26 Versuchspersonen zeigte die Cranio-Corpo-Graphie zur Testung der vestibulospinalen Kontrolle keinen Unterschied im Mittelwertvergleich. Bei der Testung der posturalen Stabilität mit dem Interactive Balance System konnte im Vergleich der Mittelwerte kein Unterschied festgestellt werden, auch wenn 42% ihren Stabilitätsindex verbesserten. Die Oberkörperschwankungsauswertung durch das VertiGuard® System ergab in der BV-Kondition eine Zunahme der mediolateralen Schwankungswerte beim Stehen auf Schaumstoff (UV: $0,46 \pm 0,24$; BV: $0,56 \pm 0,52$, $p=0,01$) und eine Schwankungsreduktion beim Gehen (UV: $7,3 \pm 3,05$,

BV: $6,11 \pm 1,72$, $p=0,03$). Eine selektive Analyse der posturalen Subsysteme ergab eine Zunahme der vestibulären Komponente im Zustand BV (UV: $0,3 \pm 1,8$, BV: $1,1 \pm 1,2$, $p=0,02$).

Subjektiv empfanden 4-7% der Teilnehmenden, dass die Präsentation des Rauschens ihr Gleichgewicht verbesserte, 73-85% empfanden keinen Unterschied und 7-23% gaben eine Verschlechterung durch die Geräuschpräsentation an. Außerdem berichteten 46-50% über eine bessere Aufgabenleistung unter der BV-Bedingung; 35-46% empfanden keinen Unterschied und 4-15% fanden die UV-Situation hilfreicher.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die subjektive Wahrnehmung von den objektivierbaren Ergebnissen abweicht. Die Präsentation des Signals führte subjektiv zu einer indifferenten bis destabilisierenden Wirkung, allerdings empfand die Hälfte der Teilnehmenden die bestversorgte Testkondition als hilfreicher. Objektiv konnte eine Verbesserung nur bei einer dynamischen Aufgabe in der Oberkörperschwankungsauswertung gemessen werden. Weiterhin scheint eine Umgewichtung der sensorischen Subsysteme zu erfolgen.

7 Literatur

Agmon M, Lavie L, Doumas M (2017) The Association between Hearing Loss, Postural Control, and Mobility in Older Adults: A Systematic Review. *Journal of the American Academy of Audiology* 28:575–588.

Akeroyd MA (2014) An overview of the major phenomena of the localization of sound sources by normal-hearing, hearing-impaired, and aided listeners. *Trends in Hearing* 18.

Azevedo R, Teixeira N, Abade E, Carvalho A (2016) Effects of noise on postural stability when in the standing position. *Work (Reading, Mass.)* 54:87–91.

Balasubramaniam R, Wing AM (2002) The dynamics of standing balance. *Trends in Cognitive Sciences*:531–536

Baloh RW, Enrietto J, Jacobson, K., M., Lin A (2001) Age-Related Changes in Vestibular Function A Longitudinal Study. *Annals of the New York Academy of Sciences*:210–219

Basta D, Ernst A (2008) Moderne Rehabilitation von Gleichgewichtsstörungen mit Hilfe von Neurofeedback-Trainingsverfahren. *HNO* 56:990–995.

Basta D, Ernst A (2011) Vibrotaktiler Neurofeedbacktraining mit dem Vertiguard®-RT-System. Placebokontrollierte Doppelblind-Pilot-Studie zur Rehabilitation von Gleichgewichtsstörungen. *HNO* 59:1005–1011.

Basta D, Todt I, Goepel F, Ernst A (2008) Loss of saccular function after cochlear implantation: the diagnostic impact of intracochlear electrically elicited vestibular evoked myogenic potentials. *Audiology & Neuro-otology* 13:187–192.

Basta D, Rossi-Izquierdo M, Soto-Varela A, Ernst A (2013) Mobile Posturography: Posturographic Analysis of Daily-Life Mobility. *Otology & neurotology* : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology:282–291

Baumann R (2010) Physiologie; 68 Tabellen. Thieme, Stuttgart, New York, NY, S. 677, 681-684, 702-703

Behrbohm H, Kaschke O, Nawka T (2012) Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, S. 12-13

Beynon AJ, Cremers, W. R. J. C., Snik FM (1992) Hearing with the bone-anchored hearing aid (BAHA, HC 200) compared to a conventional bone-conduction hearing aid 1992

- Blake AJ, Morgan K, Bendall Mea (1988) Falls by elderly people at home Prevalence and associated factors. *Age Ageing* 1988:365–372
- Boenninghaus H-G, Lenarz T (2012) Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde; [jetzt neu mit Fallquiz]. Springer, Heidelberg, S. 24-29
- Borsetto D, Corazzi V, Franchella S, Bianchini C, Pelucchi S, Obholzer R, Soulby AJ, Amin N, Ciorba A (2020) The Influence of Hearing Aids on Balance Control: A Systematic Review. *Audiology & Neuro-otology*:1–9.
- Byrne D, Noble W, Glauerdt B (1996) Effects of Earmold Type on Ability to Locate Sounds When Wearing Hearing Aids. *Ear & Hearing* 17:218–228
- Chen X, Qu X (2017) Influence of affective auditory stimuli on balance control during static stance. *Ergonomics* 60:404–409.
- Ciquinato DSdA, Doi MY, Silva RAd, Oliveira MRd, Gil AWdO, Marchiori LLdM (2020) Posturographic Analysis in the Elderly with and without sensorineural Hearing Loss. *International Archives of Otorhinolaryngology* 24:e496-e502.
- Cushing SL, Pothier D, Hughes C, Hubbard BJ, Gordon KA, Papsin BC (2012) Providing auditory cues to improve stability in children who are deaf. *The Laryngoscope* 122 Suppl 4:S101-2.
- Dazert S., Shehata-Dieler W. E., Helms J. (2000) Das Mittelohrimplantat "Vibrant Soundbridge" zur Hörrehabilitation bei sensorischer Schwerhörigkeit. *Laryngo- rhino- otologie* 2000:459–464
- DGHNO-KHC (2017) Implantierbare Hörgeräte - Leitlinie S017-73:1–18
- Dozza M, Horak FB, Chiari L (2007) Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Experimental Brain Research* 178:37–48.
- Era P, Heikkinen E (1985) Postural Sway During Sanding and Unexpected Disturbance of Balance in Random Samples of Men of Different Ages. *Journal of Gerontology* 1985:287–295
- Ernst A (2011) Perspektiven der Gleichgewichtsdiagnostik und -therapie. *Laryngo- rhino- otologie* 90 Suppl 1:S35-43.
- Fastl H (1987) Ein Störgeräusch für die Sprachaudiometrie. *Audiological Acoustics*:22-13
- Friedrich M, Grein H-J, Wicher C, Schuetze J, Mueller A, Lauenroth A, Hottenrott K, Schwesig R (2008) Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Experimental Brain Research* 186:305–314.

- Gago MF, Fernandes V, Ferreira J, Yelshyna D, Silva HD, Rodrigues ML, Rocha L, Bicho E, Sousa N (2015) Role of the Visual and Auditory Systems in Postural Stability in Alzheimer's Disease. *Journal of Alzheimer's Disease: JAD* 46:441–449.
- Gandemer L, Parseihian G, Kronland-Martinet R, Bourdin C (2014) The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Experimental Brain Research* 232:3813–3820.
- Gandemer L, Parseihian G, Kronland-Martinet R, Bourdin C (2017) Spatial Cues Provided by Sound Improve Postural Stabilization: Evidence of a Spatial Auditory Map? *Frontiers in Neuroscience* 11:357.
- Gates GA, Mills JH (2005) Presbycusis. *The Lancet* 366:1111–1120.
- Grommes C, Conway D (2011) The stepping test: a step back in history. *Journal of the History of the Neurosciences* 20:29–33.
- Gürkov R (2016) *BASICS Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, München, S. 2-3
- Häusler R, Colburn S, Marr E (1983) Sound localization in subjects with impaired hearing. Spatial-discrimination and interaural-discrimination tests. *Acta Otolaryngologica, Supplement*:1–62
- Hegeman J, Honegger F, Kupper M, Allum JHJ (2005) The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation* 15:109–117
- Hobson JC, Roper AJ, Andrew R, Rothera MP, Hill P, Green KM (2010) Complications of bone-anchored hearing aid implantation. *The Journal of Laryngology and Otology* 124:132–136.
- Ibrahim I, da Silva SD, Segal B, Zeitouni A (2017) Effect of cochlear implant surgery on vestibular function: meta-analysis study. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck surgery* 46:44.
- James SL, Abate D, Abate KH et al (2018) Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *The Lancet* 392:1789–1858.
- Kanegaonkar RG, Amin K, Clarke M (2012) The contribution of hearing to normal balance. *The Journal of Laryngology and Otology* 126:984–988.
- Kannus P, Sievänen H, Palvanen M, Järvinen T, Parkkari J (2005) Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. *The Lancet* 366:1885–1893.

Keidser G, O'Brien A, Hain J, McLelland M, Yeend I (2009) The effect of frequency-dependent microphone directionality on horizontal localization performance in hearing-aid users. *International Journal of Audiology* 48:789–803.

Kluenter H-D, Lang-Roth R, Guntinas-Lichius O (2009) Static and dynamic postural control before and after cochlear implantation in adult patients. *European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 266:1521–1525.

Krause E, Louza JPR, Wechtenbruch J, Gürkov R (2010) Influence of cochlear implantation on peripheral vestibular receptor function. *Otolaryngology--head and neck surgery: Official Journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 142:809–813.

Labassi S, Beliaeff M, Péan V, van de Heyning P (2017) The Vibrant Soundbridge® middle ear implant: A historical overview. *Cochlear Implants International* 18:314–323.

Lacerda CF, Silva LOE, Tavares Canto RS de, Cheik NC (2012) Effects of hearing aids in the balance, quality of life and fear to fall in elderly people with sensorineural hearing loss. *International Archives of Otorhinolaryngology* 16:156–162.

Lenarz Th, Weber BP, Mack KF, Battmer R-D, Gnadeberg D (1998) Vibrant Soundbridge System: Ein neuartiges Hörimplantat für Innenohrschwerhörige. *Laryngo- rhino- otologie* 1998:247–255

Lin FR, Ferruci L. (2012) Hearing loss and falls among older adults in the United States. *ARCH INTERN MED/VOL* 172:369–371

Louza J, Rösel C, Gürkov R, Krause E, Ihler F (2019) Influence of Cochlear Implantation on Postural Control and Risk of Falls. *Audiology & Neuro-otology* 24:245–252.

Maheu M, Sharp A, Landry SP, Champoux F (2017) Sensory reweighting after loss of auditory cues in healthy adults. *Gait & Posture* 53:151–154.

Makous JC, Middlebrooks JC (1990) Two-dimensional sound localization by human listeners. *Journal of Acoustical Society of America*:2188–2200

Mergner T., Maurer C, Peterka RJ (2002) Sensory contributions to the control of stance. *Advances in Experimental Medicine and Biology*:147–152

Middlebrooks JC, Green DM (1991) Sound Localization by Human Listeners. *Annual Review of Psychology*:135–159

Munnings A, Chisnall B, Oji S, Whittaker M, Kanegaonkar R (2015) Environmental factors that affect the Fukuda stepping test in normal participants. *The Journal of Laryngology and Otology* 129:450–453.

Negahban H, Bavarsad Cheshmeh Ali M, Nassadj G (2017) Effect of hearing aids on static balance function in elderly with hearing loss. *Gait & Posture* 58:126–129.

Nnodim J, Yung R (2015) Balance and its Clinical Assessment in Older Adults A Review. *Journal of Geriatric Medicine and Gerontology* 2015

Olusanya BO, Neumann KJ, Saunders JE (2014) The global burden of disabling hearing impairment: a call to action. *Bulletin of the World Health Organization* 92:367–373.

Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Tolvanen A, Heikkinen E, Tiainen K, Rantanen T (2004) Contribution of genetic and environmental effects to postural balance in older female twins. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 96:308–315.

Palm H-G, Strobel J, Achatz G, Luebken F von, Friemert B (2009) The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture* 30:328–333.

Paquet N, Rainville C, Lajoie Y, Tremblay F (2007) Reproducibility of distance and direction errors associated with forward, backward, and sideways walking in the context of blind navigation. *Perception* 36:525–536.

Paquet N, Taillon-Hobson A, Lajoie Y (2014) Fukuda and Babinski-Weil tests: within-subject variability and test-retest reliability in nondisabled adults. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 51:1013–1022.

Parisa A, Reza NA, Jalal SS, Mohammad K, Homa ZK (2017) Horizontal Localization in Simulated Unilateral Hearing Loss. *Journal of Audiology & Otology* 22:39–44.

Park SH, Lee K, Lockhart T, Kim S (2011) Effects of sound on postural stability during quiet standing. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 8:67.

Peterka RJ (2002) Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* 2002:1097–1118

Rahne T, Seiwerth I, Götze G, Heider C, Radetzki F, Herzog M, Plontke SK (2015) Functional results after Bonebridge implantation in adults and children with conductive and mixed hearing

loss. *European archives of oto-rhino-laryngology : Official Journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 272:3263–3269.

Raper SA, Soames RW (1991) The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *European Journal of Applied Physiology* 1991:363–367

Ross JM, Will OJ, McGann Z, Balasubramaniam R (2016) Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. *Neuroscience letters* 630:216–221.

Rumalla K, Karim AM, Hullar TE (2015) The effect of hearing aids on postural stability. *The Laryngoscope* 125:720–723.

Schwesig R (2006) *Das posturale System in der Lebensspanne*. Kovač, Hamburg, S. 137

Schwesig R, Fischer D, Kluttig A (2013) Are there changes in postural regulation across the lifespan? *Somatosensory & Motor research*:167–174

Schwesig R, Hollstein L, Plontke SK, Delank K-S, Fieseler G, Rahne T (2017) Comparison of intraobserver single-task reliabilities of the Interactive Balance System (IBS) and Vertiguard in asymptomatic subjects. *Somatosensory & Motor research* 34:9–14.

Seiwerth I, Jonen J, Rahne T, Schwesig R, Lauenroth A, Hullar TE, Plontke SK (2018) Einfluss des Hörens auf die vestibulospinale Kontrolle bei gesunden Probanden. *HNO* 66:590–597.

Seiwerth I, Jonen J, Rahne T, Lauenroth A, Hullar TE, Plontke SK, Schwesig R (2020) Posturale Regulation und Stabilität unter akustischem Input bei Normalhörenden. *HNO* 68:344–351.

Seiwerth I, Brylok A, Schwesig R, Rahne T, Fröhlich L, Lauenroth A, Hullar TE, Plontke SK (2022) Influence of Hearing Rehabilitation With Active Middle Ear and Bone Conduction Implants on Postural Control. *Frontiers in Neurology* 13:846999.

Shayman CS, Earhart GM, Hullar TE (2017) Improvements in Gait With Hearing Aids and Cochlear Implants. *Otology & neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 38:484–486.

Shayman CS, Mancini M, Weaver TS, King LA, Hullar TE (2018) The contribution of cochlear implants to postural stability. *The Laryngoscope* 128:1676–1680.

Siedlecka B, Sobera M, Sikora A, Drzewowska I (2015) The influence of sounds on posture control.

Sprinzl GM, Wolf-Magele A (2015) The Bonebridge Bone Conduction Hearing Implant: indication criteria, surgery and a systematic review of the literature. *Clinical Otolaryngology* 2016:131–143

Stevens MN, Barbour DL, Gronski MP, Hullar TE (2016) Auditory contributions to maintaining balance. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation* 26:433–438.

Strenger T, Stark T (2012) Einsatz implantierbarer Hörgeräte am Beispiel der Vibrant Soundbridge. *HNO* 60:169-76; quiz 176-8.

Tanaka T, Kojima S, Takeda H, Ino S, Ifukube T (2001) The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics* 44:1403–1412.

Thomas E, Martines F, Bianco A, Messina G, Giustino V, Zangla D, Iovane A, Palma A (2018) Decreased postural control in people with moderate hearing loss. *Medicine* 97:e0244.

Tisch M (2017) Implantable hearing devices. *Head and Neck Surgery* 2017:1–22

van den Bogaert T, Klasen TJ, Moonen M, van Deun L, Wouters J (2006) Horizontal Localization with bilateral hearing aids Without ist better than with. *Journal of the Acoustical Society of America*:515–526

Vergheze J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C (2009) Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 64:896–901.

Viljanen A, Kaprio J, Pyykkö I, Sorri M, Pajala S, Kauppinen M, Koskenvuo M, Rantanen T (2009) Hearing as a predictor of falls and postural balance in older female twins. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical sciences* 64:312–317.

Vitkovic J, Le C, Lee S-L, Clark RA (2016) The Contribution of Hearing and Hearing Loss to Balance Control. *Audiology & Neuro-otology* 21:195–202.

Walther LE, Hörmann K, Pfaar O (2010) Die Ableitung zervikaler und okulärer vestibulär evozierter myogener Potenziale. Teil 2: Einflussfaktoren, Bewertung der Befunde und klinische Bedeutung. *HNO* 58:1129-42; quiz 1143.

Weaver TS, Shayman CS, Hullar TE (2017) The Effect of Hearing Aids and Cochlear Implants on Balance During Gait. *Otology & Neurotology : Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society and European Academy of Otology and Neurotology* 38:1327–1332.

WHO WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age, zuletzt zugegriffen: 18.12.2020

World Health Organization (2021) World report on hearing. World Health Organization, Geneva, zuletzt zugegriffen: 06.01.2021

Zhong X, Yost WA (2013) Relationship between postural stability and spatial hearing. *Journal of the American Academy of Audiology* 24:782–788.

8 Thesen

- 1) Die Cranio-Corpo-Graphie-Analyse zur Messung der vestibulospinalen Kontrolle zeigte keinen Unterschied im Mittelwertvergleich in der best- und unversorgten Kondition hinsichtlich longitudinaler Abweichung, Winkelabweichung und Eigenrotation.
- 2) Die Hörrehabilitation mit aktiven Mittelohr- und Knochenleitungsimplantaten führt zu keiner Verbesserung des räumlichen Hörens und darüber zur Reduktion der Winkelabweichung.
- 3) Bei der Messung mit dem Interactive Balance System verbesserten 42% der Versuchsteilnehmenden ihren individuellen Stabilitätsindex, während sich im Mittelwertvergleich kein Unterschied in der best- und unversorgten Kondition zeigte.
- 4) Die Messung der Oberkörperschwankung mit dem VertiGuard® System zeigte eine relevante Abnahme der mediolateralen Schwankungswerte beim Gehen ($p=0,03$) und eine Zunahme beim Stehen auf Schaumstoff ($p=0,01$) in der bestversorgten Kondition.
- 5) Die selektive Analyse der posturalen Subsysteme zeigte eine höhere Beanspruchung der vestibulären Komponente ($p=0,02$) in der bestversorgten Kondition.
- 6) Die subjektive Selbsteinschätzung der Teilnehmenden spiegelt sich nicht in objektivierbaren Ergebnissen wider.

Erklärung über frühere Promotionsversuche und Selbständigkeitserklärung

(1) Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

(2) Ich erkläre, die Angaben wahrheitsgemäß gemacht und die wissenschaftliche Arbeit an keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht zu haben.

(3) Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten; es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Datum, Unterschrift

Danksagung

Ich danke zuvorderst Professor Rahne und Professor Plontke für Ihren kompetenten Rat und fachliche Unterstützung und Betreuung.

Auch der praktische Teil dieser Forschung hat viel Spaß gemacht. Ich möchte insbesondere Herrn Dr. med. Ingmar Seiwert herzlich für all die Inspiration und Motivation innerhalb der letzten Jahre danken. Ihre Worte und Anleitung haben mich stets motiviert. Weiterhin danke ich Prof. Wienke für die schnelle und zuverlässige Unterstützung und Hilfe in Fragen der Statistik.

Mein herzlichster Dank geht auch an meine liebe Freundin Dr. med. Susan Garbe-Weber. Sie hat unzählige Stunden ihrer freien Zeit geopfert, um mich beim Schreiben der Dissertation zu unterstützen. Ebenso möchte ich an dieser Stelle Dr. med. Daniel Böger für die unermüdliche Ermutigung und fachliche Beratung zusätzlich zur eigenen beruflichen Belastung danken.

Selbstverständlich geht mein tief empfundener Dank aber auch an meine Eltern und Großeltern, die mir schon das Studium und später noch diese nun abgeschlossene Promotion durch ihre Großzügigkeit ermöglicht haben.

Zwar an letzter Stelle in dieser Aufzählung, aber in meinem Herzen dafür ganz weit vorn kommt meine eigene kleine Familie. Herzlichen Dank an meinen lieben Mann Robert Brylok und an unsere kleine Tochter. Ich schätze mich sehr glücklich in dieser Phase so viel Unterstützung und Liebe von euch erfahren zu haben.