

# Förderpreis 2019

## **Ermittlung der transkraniellen Übertragungsfunktion bei der Verwendung eines Luftleitungswandlers**

### **Studienabschlussarbeit Europadiplom**

Verfasser: Christoph Neumann

Lennart Bandick

Erstgutachter: Meier, Siegrid

Datum der Abgabe: 20.12.2018

# **EUHA**

Europäische Union der  
Hörakustiker e.V.

Herausgeber: Europäische Union der Hörakustiker e. V.  
Neubrunnenstraße 3, 55116 Mainz, Deutschland  
Tel. +49 (0)6131 28 30-0  
Fax +49 (0)6131 28 30-30  
E-Mail: [info@euha.org](mailto:info@euha.org)  
Internet: [www.euha.org](http://www.euha.org)

Alle hier vorhandenen Daten, Texte und Grafiken sind urheberrechtlich geschützt. Eine Verwertung über den eigenen privaten Bereich hinaus ist grundsätzlich genehmigungspflichtig.

© EUHA 2019

## Zusammenfassung

Es wurde in Zusammenarbeit mit der Akademie für Hörakustik ein subjektives Testdesign entwickelt mit dem Ziel, das Überhören auf eine Frequenzabhängigkeit hin zu untersuchen. Hierzu wurden 15 normalhörende Probanden mehreren Tests unterzogen. Für die Untersuchungen wurden ein Schmalbandrauschen und ein Sinus zeitgleich auf demselben Ohr präsentiert mit dem Ziel, die Schwelle zu ermitteln, ab welcher der Sinus vollständig maskiert wurde. Wiederholt wurde dies, wobei das Rauschen auf dem kontralateralen Ohr dargeboten wurde. Die daraus resultierende Pegeldifferenz wird als Überhörwert angesehen. Die Tests erfolgten bei sechs Frequenzen im Bereich von 0,5 bis 6 kHz. Bei der Auswertung von Test- und Retest-Durchläufen wurden signifikante Unterschiede von bis zu 10 dB festgestellt. Dies wird auf die Stimulationsposition des TDH 39 zurückgeführt. Auch unterliegen die Ergebnisse starken Varianzen zwischen den Probanden. Für die Versuchsgruppe konnte ein frequenzabhängiges Überhören festgestellt werden. Das Überhören scheint durch individuelle Gegebenheiten wie die Schädelgeometrie beeinflusst zu sein. Auch wurden Merkmale der Probanden ermittelt und in der Auswertung berücksichtigt. Lediglich im Merkmal des Geschlechts wurden Unterschiede beobachtet. Für die männlichen Probanden wurde eine mittlere Übergangsdämpfung von 49 dB und für die weiblichen von 45 dB beobachtet. Der Mittelwert über alle Prüffrequenzen für die gesamte Stichprobe (Männer und Frauen) betrug 47 dB.

## Abstract

A subjective test design was developed in collaboration with the Akademie für Hörakustik, Lübeck (Germany), with the aim of investigating overhearing for frequency dependence. For this purpose, 15 test subjects with no hearing problems were asked to take part in several tests. A narrow band noise and a sinus were presented simultaneously on the same ear to determine the threshold at which the sinus could not be heard. This was repeated with the noise being presented on the contralateral ear. The resulting level difference is considered to be an overhearing value. The tests were performed at six frequencies ranging between 0.5 and 6 kHz. The evaluation of test and retest runs revealed significant differences of up to 10 dB. This is attributed to the stimulation position of the TDH 39. The results are also subject to strong variance between the test subjects. Basically, frequency-dependent overhearing could be determined for the test group. Overhearing seems to be influenced by individual conditions such as the geometry of the skull. Characteristics of the test persons (age, size of the head, body weight, gender) were also determined and taken into account in the evaluation. Differences were only observed between the sexes. Average transient attenuation of 49 dB was observed for the male test subjects, and 45 dB for the female test subjects. The average value over all test frequencies for the entire sample (men and women) was 47 dB.

# Inhaltsverzeichnis

Impressum	i
Zusammenfassung	ii
Abstract	iii
Inhaltsverzeichnis	iv
<b>1. Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2. Audiologische Grundlagen</b>	<b>2</b>
2.1 Anatomie des Hörorgans	3
2.2 Physiologie des Hörorgans	5
2.3 Die Audiometrie	7
2.4 Die Übergangs- und Schädeldämpfung	9
<b>3. Subjektive Messungen zur transkraniellen Übertragung</b>	<b>13</b>
3.1 Messablauf	14
3.2 Verwendung der Messergebnisse	17
3.3 Auswertung	18
3.4 Diskussion	25
3.5 Fazit zur subjektiven Testdurchführung	30
<b>4. Objektive Messungen zur transkraniellen Übertragung</b>	<b>32</b>
4.1 Testdesign	33
4.2 Auswertung	34
4.3 Diskussion und Fazit	35
<b>5. Ausblick</b>	<b>38</b>
<b>6. Anhang</b>	<b>40</b>
Anhang 1: Pegelhäufigkeitsverteilung des subjektiven Testdesigns	40
Anhang 2: Messergebnisse des subjektiven Testdesigns (Test)	41
Anhang 3: Messergebnisse des subjektiven Testdesigns (Retest)	41
Anhang 4: Messergebnisse (subjektives Testdesign) der Probanden 1-15	42
Anhang 5: Messergebnisse des objektiven Testdesigns (Schmalbandrauschen)	47
Anhang 6: Messergebnisse des objektiven Testdesigns (Sinus)	48
<b>7. Verzeichnisse</b>	<b>50</b>
7.1 Abkürzungsverzeichnis	50
7.2 Abbildungsverzeichnis	51
7.3 Tabellenverzeichnis	52
7.4 Literaturverzeichnis	53

## 1. Einleitung

Fundamental für jede optimale Hörsystemanpassung ist die genaue Ermittlung der akustischen Kenndaten des Patienten. In der Tonaudiometrie gibt es eine Reihe von möglichen Messfehlern, die der Testleiter erkennen und beheben muss. Einer dieser Messfehler ist das Überhören bei asymmetrischem Hörvermögen. Die Vertäubung ist ein Verfahren, das angewendet wird, sobald ein Überhören möglich wird. Es garantiert dem Audiometristen das Ermitteln der tatsächlichen Hörschwelle des schlechteren Ohres. Ist die Herangehensweise zur Entscheidungsfindung, ob vertäubt werden muss, korrekt?

Im Rahmen der Berufsausbildung zum Gesellen und in der Vorbereitung auf die Meisterprüfung wurde sowohl von schulischer als auch von betrieblicher Seite gelehrt, dass die Pegeldifferenzen zwischen ipsilateralem und kontralateralem Ohr festen, frequenzunabhängigen Werten obliegen (vgl. aha - Akademie für Hörakustik). Diese sind zum einen von der spezifischen Übergangsdämpfung des Wandlers auf den Schädel, zum anderen von der Schädeldämpfung beeinflusst. Die anerkannte Fachlektüre besagt, dass ein Überhören vorliegt, wenn die Pegeldifferenz von  $\geq 10$  dB von der Knochenleitung der besseren kontralateralen Seite zur Knochenleitung der schlechteren ipsilateralen Seite vorliegt. Auch liegt ein Überhören vor, wenn die Pegeldifferenz von  $\geq 50$  dB von der Knochenleitung der besseren kontralateralen Seite zur Luftleitung der schlechteren ipsilateralen Seite vorliegt (Laszig und Lehnhardt, 2009). Im Rahmen des Europadiploms möchten wir ermitteln, ob die Schädeldämpfung frequenzabhängig ist. Dies hätte zur Folge, dass die Pegeldifferenzen zwischen Messohr und Gegenohr unterschiedlich groß sind.

## 2. Audiologische Grundlagen

Schall wird durch eine wiederkehrende Druckschwankung in einem Medium hervorgerufen. Diese Druckschwankung wird durch freischwingende Teilchen in einem Medium ermöglicht, indem die Teilchen durch eine auslenkende Kraft in Bewegung versetzt werden. Aus diesem Grund ist die Ausbreitung in einem Vakuum nicht möglich. Die Ausbreitung von Schall geschieht grundsätzlich kugelförmig und gleichmäßig in alle Richtungen vom Erreger ausgehend. Hierbei werden Teilchen eines Mediums zum Oszillieren angeregt, die wiederum die Schwingung an benachbarte Teilchen weitergeben. Die Schallausbreitung ist von der Beschaffenheit des Mediums abhängig. Liegen die Moleküle eng beieinander und sind starr miteinander verbunden, breitet sich Schall schneller aus, als wenn diese freier beweglich sind. Die Ausbreitung von Schall wird in der Akustik demzufolge nach dem Ausbreitungsmedium unterschieden. Im Rahmen dieser Diplomarbeit wird die Schallausbreitung im menschlichen Schädel für Luft-, Flüssigkeits- und Körperschall unterschieden.<sup>1</sup>

Wird die Ausbreitung von Schall durch ein Hindernis gestört, lassen sich unterschiedliche Phänomene beobachten: Der Schall kann beim Auftreffen auf ein Hindernis sowohl reflektiert als auch absorbiert oder um das Hindernis gebeugt werden. Eine Reflexion von Schall geschieht häufig dann, wenn er auf ein hartes Medium trifft. Ist die Fläche des Hindernisses im Vergleich zur Wellenlänge des auftreffenden Schalls groß, so wird die Schallwelle reflektiert. Die Reflexion ist abhängig von der Beschaffenheit der Oberfläche und der Elastizität des Mediums sowie vom Einfallswinkel der Schallwelle. Der auf das Hindernis treffende Schall wird auf einer ebenen Reflexionsfläche mit dem Gesetz *Einfallswinkel gleich Reflexionswinkel* beschrieben. Reflexionen treten unter anderem dadurch auf, dass der Schall auf ein anderes Medium trifft oder durch einen Impedanzsprung in seiner Ausbreitung gestört wird. Schallwellen, die auf ein Hindernis treffen, werden nicht nur reflektiert, sondern ein Teil der auftreffenden Energie wird von dem Hindernis aufgenommen. Hierdurch erfährt die fortlaufende und die reflektierte Schallwelle eine Abschwächung in ihrer Intensität. Die absorbierte Schallwelle breitet sich nun im neuen Medium erneut kugel-

<sup>1</sup> Die Ausbreitung von Luftschall geschieht als Longitudinalwelle und ist maßgeblich von der Temperatur, der Dichte und dem Luftdruck abhängig. Für 20 °C beträgt die Schallgeschwindigkeit etwa  $343 \frac{m}{s}$ . Für Schall in Flüssigkeiten sind die Kompressibilität und die Dichte des Mediums entscheidend. Für Blut beispielsweise beträgt die Schallgeschwindigkeit  $1570 \frac{m}{s}$ . Die Schallausbreitung in festen Medien geschieht weitaus schneller als in elastischeren Medien. Körperschall, der im Knochen übertragen wird, wird Knochenschall genannt. Hier beträgt die Schallgeschwindigkeit etwa  $3600 \frac{m}{s}$ . Im Knochen kann sich Schall sowohl longitudinal als auch transversal ausbreiten (vgl. Universität Göttingen).

förmig aus. Dabei lässt sich die Entstehung von transmittiertem<sup>2</sup> und dissipativem<sup>3</sup> Schall feststellen. Mathematisch wird dies folgendermaßen dargestellt:

$$P_{\text{Gesamt}} - P_{\text{reflektiert}} - P_{\text{dissipativ}} = P_{\text{transmittiert}}$$

Die Schallausbreitung kann auch durch Resonanzen und Antiresonanzen beeinflusst werden. Eine Resonanz gilt als eine Verstärkung einer Grundschiwingung. Schwingfähige Körper können durch die Energiezufuhr von außen zum Mitschwingen angeregt werden (erzwungene Schwingung). Jeder Körper kann als Feder-Masse-System betrachtet werden. Dieses schwingt mit seiner Eigen- oder Bestfrequenz am günstigsten. Diese Schwingung verstärkt sich durch weitere Energiezufuhr und erreicht somit die maximale Auslenkung, also das Schwingungsmaximum. Die Antiresonanz hingegen beschreibt den Zustand, bei dem ein schwingendes System maximal gedämpft wird. Dies kann durch die Überlagerung zweier Schwingungen geschehen, die zueinander um 180° phasenverschoben sind. Ebenfalls ist es möglich, dass der Schwinger einen hohen mechanischen Widerstand aufweist und somit die Schwingungsfähigkeit destruktiv beeinflusst.

## 2.1 Anatomie des Hörorgans

Der menschliche Schädel besteht aus mehreren Knochen- und Weichgewebsstrukturen. Der Schädel schützt und beherbergt mehrere Sinnesorgane sowie das Gehirn. Er wird in die Bereiche Hirnschädel und Gesichtsschädel unterschieden. Insgesamt besteht der Schädel aus 22 Knochen, die zum einen miteinander verwachsen und zum anderen durch Knochennähte miteinander verbunden sind. Die Nähte zwischen den Knochen können in verschiedensten Längen auftreten. Die Zahl der Knochennähte beläuft sich auf 33. Zum Gesichtsschädel gehören die Knochenstrukturen, die zur Formgebung des Gesichts beitragen. Der Hirnschädel umfasst das Schädeldach und die Schädelbasis. Das Schädeldach wird aus dem Scheitelbein, dem Stirnbein und dem Hinterhauptbein gebildet. Die Schädelbasis wird von der Innenseite des Schädels betrachtet und wird in die vordere, mittlere und hintere Schädelgrube eingeteilt. Eine Schädelgrube beschreibt eine Vertiefung in der Schädelbasis. Die mittlere Schädelgrube besteht aus einer Vielzahl an knöchernen Strukturen, wie zum Beispiel der Knochenkante des Felsenbeins. *Felsenbein* ist die Bezeichnung für einen knöchernen Bereich an der Basis des Schläfenbeins. Das Felsenbein beherbergt unter anderem das Innenohr. Hieran wird deutlich, wie komplex die Anatomie des Menschen ist. Nicht weniger differenziert lässt sich der Aufbau des Hörorgans beschreiben. Grundsätzlich wird das Ohr grob in die Bereiche *Auris externa*, *Auris media* und

<sup>2</sup> Der Schallanteil, der durch ein Hindernis übertragen wurde und in ein neues Medium entweicht, wird transmittierter Schall genannt.

<sup>3</sup> Schallenergie, die von dem Hindernis absorbiert wurde und nicht wieder auf der anderen Seite in ein neues Medium abgeben wurde, wird dissipativer Schallanteil genannt. Dieser entsteht durch Reibung und Energieumwandlung innerhalb des Hindernisses.



*Auris interna* sowie die neuronale Weiterleitung und Verarbeitung unterteilt. (Redaktion lecturio, 2018)

Das Außenohr (*Auris externa*) besteht aus der Ohrmuschel (*Pinna*) und dem äußeren Gehörgang (*Meatus acusticus externus*). Der Gehörgang mit einer Länge von circa 3 cm führt zum dort verwachsenen Trommelfell (*Membrana tympani*). Dieses ist ein ovales Gebilde aus Epithelgewebe und Schleimhäuten. Zudem definiert es den Übergang vom äußeren zum mittleren Ohr. (Ulrich und Hoffmann, 2011)

Das Mittelohr (*Auris media*) besteht hauptsächlich aus der Paukenhöhle (*Cavum tympani*), sowie der eustachischen Röhre. Die Paukenhöhle ist ein mit Schleimhäuten ausgekleideter Hohlraum im Schädelknochen und beherbergt die Gehörknöchelchen (Ossikel, *Ossicula auditus*). Diese sind kleine miteinander verbundene Knochen und werden ihrer Form nach Hammer (*Malleus*), Amboss (*Incus*) und Steigbügel (*Stapes*) genannt. Sie verlaufen quer durch die Paukenhöhle und werden durch Bandaufhängungen, Muskeln und Nerven auf Zugspannung gehalten. Zusätzlich sind die Ossikel durch den Hammer am Trommelfell und die Steigbügel Fußplatte am Ringband des ovalen Fensters verwachsen. Von der Paukenhöhle zweigt die eustachische Röhre ab, sie stellt die Verbindung zum Nasen-Rachen-Raum dar. (Laszig und Lehnhardt, 2009)

Das Innenohr (*Auris interna*) wird durch das ovale und das runde Fenster vom Mittelohr abgegrenzt und besteht aus der Hörschnecke (*Cochlea*) und dem Gleichgewichtsorgan. Das Innenohr liegt im Felsenbein des Schädelknochens und ist ein Hohlraum aus mehreren Gängen gefüllt mit Lymphflüssigkeiten. Es liegt hinter dem Warzenfortsatz, im Mastoid eingebettet und ist ungefähr 3 cm von der äußeren Schädelwand entfernt. Die Form der Cochlea erinnert an ein Schneckenhaus mit zweieinhalb Windungen. Die Gänge der Cochlea werden als *Scala* bezeichnet. Der obere Gang (*Scala vestibuli*) ist, wie der untere Gang (*Scala tympani*), mit Perilymphe gefüllt. Getrennt werden diese durch den mittleren Gang (*Scala media*). Diese *Scala* wird durch die oben gelegene Reissnersche Membran und die unten gelegene Basilarmembran abgegrenzt und ist mit Endolymphe gefüllt. Die Basilarmembran ist an der Schneckenbasis eher steif und nimmt im Verlauf zur Spitze an Federsteifigkeit ab. Dies liegt an der Knochenleiste, auf der die Basilarmembran liegt. An der Basis ist die Knochenleiste eher dick und nimmt zur Spitze hin immer weiter ab. In der *Scala media* befindet sich das Cortische Organ. Es besteht aus mehreren Zellstrukturen, die sich schützend und stabilisierend um die Haarsinneszellen verteilen. Oberhalb dieser Haarsinneszellen befindet sich die Deckmembran (Tektorialmembran). Die Haarsinneszellen werden in die äußeren und inneren Haarsinneszellen unterschieden. Die äußeren Haarsinneszellen sind efferent<sup>4</sup> und die inneren Haarsinneszellen sind afferent<sup>5</sup>

<sup>4</sup> Efferente Nervenfasern erhalten Informationen vom zentralen Nervensystem. Sie sind nicht in der Lage, Impulse zu versenden.

<sup>5</sup> Afferente Nervenfasern sind in der Lage, Aktionspotentiale zum zentralen Nervensystem zu leiten. Es ist ihnen nicht möglich, Informationen zu erhalten.

an das Nervensystem angebunden. Weiterhin befindet sich in der Struktur des Innenohres das Gleichgewichtsorgan (Vestibularapparat). Es besteht aus zwei Makularorganen (*Sacculus* und *Utriculus*). Sie sind auf der einen Seite mit der Cochlea und auf der anderen mit den drei Bogengängen verbunden. Auch hier gehen afferent angebundene Nervenfasern ab. (Ulrich und Hoffmann, 2011) Diese afferenten Nervenfasern sammeln sich in einem Ganglion. Man differenziert hierbei das *Ganglion cochlearis* und das *Ganglion vestibularis*. Die jeweiligen zentralen Fortsätze der Ganglien bilden die cochleäre und vestibuläre Wurzel (*Radix*). Aus diesen Wurzeln entsteht der Hörnerv (*Nervus vestibulocochlearis*). Der Hörnerv ist der VIII. Hirnnerv und verläuft durch den inneren Gehörgang zur hinteren Schädelgrube. Im Hirnstamm teilt er sich in mehrere Äste und Verzweigungen. Dort verschaltet sich der Hörnerv mit Nervenkerne der ipsi- und kontralateralen Seite. Von hieraus zieht eine Nervenbahn im Stammhirn zu einem Hügel der sogenannten Vierhügelplatte (*Colliculi inferiores*). Hier wird die Nervenbahn erneut verschaltet und gegliedert. Die Hörbahn verläuft nun in Richtung des Metathalamus und endet im auditorischen Kortex. (Astrid Högemann)

## 2.2 Physiologie des Hörorgans

Im Folgenden wird die Physiologie des menschlichen Gehörs genauer beschrieben. Diese Grundlagen stützen sich auf die Lektüre von Laszig und Lehnhardt, 2009, Ulrich und Hoffmann, 2011, sowie die allgemein anerkannten Theorien, die in der Berufs- und Meisterausbildung gelehrt werden.

Das Außenohr übernimmt mehrere Aufgaben und Funktionen: Auf der einen Seite schützt es tiefer liegende Strukturen vor Schaden und Fremdeinwirkung. Auf der anderen Seite hat es akustische Übertragungsfunktionen. Die Ohrmuschel nimmt den Schall auf, der durch die Größe und die Form des menschlichen Torsos verändert wurde. Die Ohrmuschel bündelt diesen und reflektiert den Schall zum äußeren Gehörgang hin. Zusätzlich zu dieser Funktion leisten die Form und Stellung der Ohrmuschel einen Beitrag zur Vorne-hinten-Lokalisation. Wird der Schall nun zum Gehörgang reflektiert, so wird dieser in ein einseitig offenes Rohr gesendet. Hier entstehen Resonanzen, bedingt durch Stehwellen. Sie erzeugen eine Resonanzfrequenz zwischen 2 und 3 kHz, die einen Pegelanstieg von bis zu 20 dB aufweisen kann. Diese Pegelerhöhung ist abhängig von der Länge des Gehörgangs und der Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schalls. Die Frequenz dieser Resonanz (*real ear unaided gain*) lässt sich mittels einer Formel bestimmen:

$$\text{Stehwellenresonanz am einseitig offenen Rohr: } fn = \frac{V_c \cdot (2n-1)}{4(l+a)} \text{ in Kilohertz}$$

Der eintreffende Schall gelangt nun durch den äußeren Gehörgang zum Trommelfell. Der schwingungsfähige Teil des Trommelfells (*Pars tensa*) nimmt den Luftschall auf und leitet diesen weiter. Der Hammergriff ist mit dem Trommelfell fest verwachsen und kann den

Schall über die Ossikel weiterleiten. Die Schallweiterleitung geschieht vom Hammer weiter über den Amboss zum Steigbügel. Im weiteren Verlauf kippt die Steigbügelfußplatte in das ovale Fenster der Cochlea. Die Gehörknöchelchen erfüllen zusätzlich zur Schallweiterleitung die Aufgabe, den eintreffenden Schall zu verstärken. Anderenfalls würde durch die unterschiedlichen Impedanzen beider Medien (Luft und Lymphe) der Schall nahezu komplett reflektiert werden. Diese Verstärkung wird über die Flächentransformation der *Pars tensa* mit  $55 \text{ mm}^2$  zur Steigbügelfußplatte von  $3,2 \text{ mm}^2$  und einer Hebelwirkung durch den Hammergriff zum Ambossschenkel realisiert. Gemeinsam ergeben sie eine 22-fache Druckerhöhung. Die Druckerhöhung lässt sich als Pegel umrechnen und beträgt etwa 27 dB. Diese Impedanzanpassung des Schalls geschieht in der Paukenhöhle. Diese ist ein mit Luft gefüllter Raum, in dem ein atmosphärischer Druck vorherrscht. Gleiche Druckverhältnisse vor und hinter dem Trommelfell werden durch die eustachische Röhre als Verbindung zwischen Nasen- und Rachenraum sichergestellt. Das ist elementar für eine gute Schallweiterleitung (Admittanz) im Mittelohr. Das Mittelohr kann als Feder-Masse-System (F-M-S) betrachtet werden und besteht aus dem Trommelfell, den Gehörknöchelchen und der Luft. Die Eigenfrequenz des F-M-S liegt bei etwa 1 kHz. Auf Zugspannung wird dieses System durch die Sehne des Trommelfellspannmuskels (*Musculus tensor tympani*) und die Sehne des Stapediusmuskels (*Musculus stapedius*) gehalten. Sie ziehen das System in die Mitte der Paukenhöhle, wodurch eine zusätzliche Versteifung des Systems stattfindet. Bei lauten Schalldrücken können diese Muskeln kontrahieren und somit eine leichte Dämpfung zum Schutze der Cochlea bewirken. Diese Kontraktion wird Stapediusreflex genannt.

Der verstärkte Schall wird im Folgenden über die Steigbügelfußplatte in die Cochlea weitergegeben. Es entsteht eine Druckwelle, die sich in der Lymphflüssigkeit ausbreitet. Diese setzt sich durch die Hörschnecke vom Apex zum Helicotrema hin fort. Dabei durchquert die Welle die drei Scalen. Durch das runde Fenster im apikalen Bereich der Cochlea entsteht in der *Scala tympani* zusätzlich eine retrograde Schallaussendung zurück zum Mittel- und Außenohr. Dieser Vorgang wird als Ausbreitung der passiven Wanderwelle bezeichnet. Durch die anatomische Struktur der Basilarmembran und der Knochenleiste ist jeder Abschnitt der Basilarmembran einem bestimmten Frequenzbereich zugeordnet. Dies erklärt man sich über das Phänomen der Resonanz. Dort, wo die Welle bestmöglich konstruktiv verstärkt wird, bildet sich ein Wellenmaximum aus, sodass im Folgenden die Haarsinneszellen angeregt werden können. Ist der Lymphstrom in der *Scala media*, genauer im cortischen Organ, ausreichend groß, um die Stereozilien der inneren Haarsinneszellen direkt abzuscheren, wird ein Transduktionsprozess<sup>6</sup> in Gang gesetzt. Dies ermöglicht die Weiterleitung eines Nervenimpulses über das afferente Nervensystem hin zum auditorischen Cortex. Reicht jedoch die Intensität der eintreffenden Welle nicht aus, um

<sup>6</sup> Die Transduktion ist ein elektrochemischer Prozess, bei dem durch den Austausch von Ionen ein elektrisches Potential entsteht. Dieses Potential wird über die Nervenbahnen weitergeleitet und im Gehirn als Reiz verarbeitet.

die Stereozilien abzuscheren, so bewirkt der aktive cochleäre Verstärker eine Druckerhöhung der Welle, sodass ein Abscheren der Stereozilien möglich wird.

Der aktive cochleäre Verstärker beschreibt einen Vorgang, bei dem die äußeren Haarsinneszellen angesprochen werden. Diese Zellen sind Mechanorezeptoren. Die Stereozilien der äußeren Haarsinneszellen werden durch die Bewegung der Tektorialmembran unmittelbar ausgelenkt. Durch Tip-Links (Proteinfäden) sind die Stereozilien miteinander verbunden, sodass die benachbarten Stereozilien ebenfalls abgeschert werden, wenn die längsten von ihnen in Bewegung gebracht werden. Die Folge des Abschrens ist das Öffnen von Ionenkanälen der ÄHSZ sowie ein Einstrom von Ionen in die Zelle. In der Sinneszelle wird durch das Motorprotein Prestin eine Längenänderung der Zelle bewirkt. Die Zelle ist nun in der Lage zu vibrieren. Die Frequenz der Vibration ist abhängig von der Lage der Zelle auf der Basilarmembran. Hierdurch bewirken die ÄHSZ eine Verstärkung des Endolymphstromes. Die verstärkte Welle wird aktive Wanderwelle genannt. Diese ist nun in der Lage, die Stereozilien der inneren Haarsinneszellen punktgenau abzuscheren und den Transduktionsprozess in Gang zu setzen. Durch den aktiven cochleären Verstärker werden, im Vergleich zur passiven Wanderwelle, deutlich weniger IHSZ angeregt. Das hat zur Folge, dass die Frequenzselektivität steigt, jedoch das Pegelunterscheidungsvermögen sinkt. Der aktive cochleäre Verstärker hat nicht nur bei niedrigen Schalldruckpegeln eine elementare Rolle. Er wirkt auch bei größeren Schalldrücken mit, doch die passive Wanderwelle hat an sich genug Intensität, um die IHSZ direkt anzuregen. Da das Wellenmaximum der passiven Wanderwelle eher breiter ist, werden mehrere IHSZ angeregt. Somit sinkt bei größeren Pegeln die Frequenzselektivität, wobei das Pegelunterscheidungsvermögen ansteigt. Zusätzlich haben die ÄHSZ die Funktion, bei zu großen Schalleindrücken die Wanderwelle durch eine Kontraktion zu hemmen. Somit besitzen sie auch eine natürliche Schutzfunktion. (Ulrich und Hoffmann, 2011)

### 2.3 Die Audiometrie

Die Audiometrie ist ein Themengebiet in der Audiologie. Sie hat das Ziel, durch subjektive Messungen die Hörfähigkeit von Patienten zu ermitteln. Die Ergebnisse der audiometrischen Tests sind in der Diagnostik der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, der Logopädie, der Akustik und der Hörakustik von Bedeutung. Die klassische Tonaudiometrie umfasst die Messungen, bei denen Frequenzen in Abhängigkeit von Schalldruckpegeln dargeboten werden. Erfasst werden üblicherweise die Frequenzen im Bereich von 125 Hz bis hin zu 8 kHz. Dabei können je nach Audiometer und Prüffrequenz über den Luftleitungskopfhörer zwischen  $-10 \text{ dB}_{\text{HL}}$  und bis zu  $130 \text{ dB}_{\text{HL}}$  präsentiert werden. Häufig werden die Stimuli monaural dargeboten. Die Messungen werden in einem Raum oder in einer Kabine durchgeführt, die idealerweise einen Ruheschalldruckpegel von kleiner oder gleich  $40 \text{ dB}$  aufweisen. Um einen einheitlichen Messablauf zu gewährleisten, wurde eine Deutsche Industrienorm (DIN EN ISO 8253 „Audiometrische Prüfverfahren“) entwickelt, um Ergeb-

nisse besser vergleichen zu können. Die nachfolgenden Ausführungen wurden auf Grundlage der Berufs- und Meisterausbildung sowie der alltäglichen Praxis zusammengefasst. Diese orientieren sich an der bereits genannten Norm.

Während der Gehörprüfung werden verschiedene Schwellenwerte des Probanden ermittelt. Die Aufnahme der Minimalschwelle (Hörschwelle), ab der für den Probanden ein Hören möglich ist, wird in zwei Variationen überprüft. Die Messung über den Weg der Luftleitung wird mithilfe eines Kopfhörers durchgeführt. Hierbei wird der Schall zuerst über das Außenohr aufgenommen und weiter über Mittel- und Innenohr auf die Hörbahn geleitet. Die Messung der Knochenleitung hingegen wird mithilfe eines Vibrators durchgeführt, der häufig retroauriculär auf den Mastoid aufgesetzt wird. Dieser gerät in Schwingung und regt den Knochen zum Schwingen an. Weiterhin wird durch komplexe Zusammenhänge die Basilarmembran in der Cochlea zum Schwingen angeregt. Ein Vergleich beider Hörschwellen zeigt ein Abbild möglicher pathologischer Veränderungen. Der Knochenleiter ist so kalibriert, dass der Impedanzsprung über die Haut und das Weichgewebe ausgeglichen wird. Die Messung der Maximalschwelle (Unbehaglichkeitsgrenze) überprüft, ab welchem Pegel dem Probanden der dargebotene Stimulus unbehaglich laut wird. Aus dem Vergleich von Maximal- und Minimalschwelle kann nun eine Aussage über das Hörfeld getroffen werden. Jedes Hörfeld besitzt eine Dynamik, die Rückschlüsse auf mögliche pathologische Veränderungen zulässt.

Wie in fast jedem Testverfahren gibt es Einflussfaktoren und Messfehler. Einer der gravierendsten Messfehler in der Tonaudiometrie ist das Überhören. Das Überhören beschreibt das Phänomen, wenn der Proband angibt, den Prüftönen an einer anderen Stelle im Kopf wahrzunehmen als auf dem Prüfohr. Dies ist bei der Luftleitung immer dann möglich, wenn der Prüfpegel eine Größe erreicht, bei der der Luftschall in Knochenschall übergeht und auf der besser hörenden Seite ein Höreindruck erzeugt wird. Für die Messung der Knochenleitung reichen kleinere Pegel aus, da der Knochen nahezu direkt angeregt wird. Durch das Überhören dokumentiert der Testleiter nicht wie gewünscht die tatsächliche Hörschwelle des Messohres, sondern die Hörkurve des Gegenohres, die durch die Übergangs- und Schädeldämpfung<sup>7</sup> beeinflusst wurde. Diese Hörkurve wird Schattenkurve genannt.

Mit einem Überhören ist immer dann zu rechnen, wenn ein seitendifferenzter Hörverlust vorliegt. Hierfür wurden in der Fachliteratur Differenzwerte zwischen Mess- und Gegenohr festgesetzt. Allgemein anerkannt sind in dieser Thematik die Erkenntnisse von Ernst Lehnhardt und Roland Laszig. Sie beschreiben, es sei bei der Knochenleitungsmessung ab einer Seitendifferenz von  $\geq 10$  dB möglich, zu überhören. Für das Überhören während einer

<sup>7</sup> Die Übergangs- und Schädeldämpfung werden hier erstmals als Begrifflichkeiten eingeführt und aus Gründen der Verständlichkeit näher beschrieben. Die Übergangsdämpfung beschreibt die Dämpfung, die beim Medienwechsel vom Wandler in Körperschall passiert. Die Schädeldämpfung beschreibt einen Intensitätsverlust der Schallwelle im menschlichen Schädel, der durch mehrere Gegebenheiten hervorgerufen wird.

Luftleitungsmessung würde eine Seitendifferenz von der besseren Knochenleitung zur schlechteren Luftleitung von  $\geq 50$  dB notwendig. Des Weiteren beschreiben sie, dass das Überhören weitgehend frequenzunabhängig passiert. (Laszig und Lehnhardt, 2009)

Um dennoch valide Messergebnisse zu erzielen, wird im Falle des Überhörens das besser hörende Ohr durch ein Rauschen vertäubt. Dadurch wird erreicht, dass sich der Höreindruck weg vom Gegenohr, hin zum Messohr bewegt. Klassisch wird zum Maskieren ein terzbandgefiltertes Schmalbandrauschen verwendet, dessen Mittenfrequenz der Prüffrequenz entspricht. Das Verfahren des synchron-mitlaufenden Rauschens findet in Deutschland bevorzugt Anwendung. Die Vertäubung sollte üblicherweise dann angewendet werden, wenn:

- der Proband angibt, den Ton nicht auf dem Prüfohr wahrzunehmen,
- die Asymmetrie die Differenzwerte erreicht, bei denen ein Überhören möglich ist,
- ein dubioser Schallleitungsanteil die Hörkurve anzweifeln lässt.

(Afh - Akademie für Hörakustik)

Ist nun sicher von einem Überhören auszugehen, ermittelt der Testleiter zunächst die Rauschhörschwelle des Gegenohres über die Luftleitung. Im Folgenden wird der Wert um  $20 \text{ dB}_{\text{SL}}$  erhöht und mit der Prüffrequenz simultan dargeboten. Nun wird der Proband befragt, ob der Ton weiterhin hörbar ist. Wenn er hörbar ist, ist der Messpunkt als echt einzuschätzen und kann notiert werden. Ist der Ton jedoch nicht hörbar, werden die Pegel des Rauschens und des Testtones synchron um 5 dB so lange erhöht, bis der Prüftone für den Probanden auf dem Messohr hörbar wird. Die Vertäubung wird dann abgebrochen, wenn der Pegel des Rauschens bis 5 dB vor die Unbehaglichkeitsgrenze gefahren wird und der Proband den Prüftone weiterhin als „nicht gehört“ beschreibt. Auch wird die Vertäubung abgebrochen, wenn das Rauschen einen Pegel erreicht, bei dem es auf die Gegenseite (das eigentliche Prüfohr) übergehört werden kann. Dieses Phänomen tritt bei großen Schallleitungsanteilen auf und wird Übervertäubung genannt.

## 2.4 Die Übergangs- und Schädeldämpfung

Die Begrifflichkeit der Übergangsdämpfung beschreibt den Pegelverlust, der entsteht, wenn die mechanischen Schwingungen des Kopfhörers in den menschlichen Kopf übergehen. Die Schädeldämpfung hingegen beschreibt die Dämpfungen, die durch die Weiterleitung des Schalls durch den menschlichen Schädel entstehen. Die Schwierigkeit bei der Untersuchung dieser Zusammenhänge wird durch die komplexe Anatomie des Schädels hervorgerufen. Nicht nur Haut- und Fettgewebe, sondern eine Vielzahl an Knochen unterschiedlichster Dichte, Größe und Form haben Einfluss auf die Schallausbreitung. Der Schädel ist mit Flüssigkeiten und Hirngewebe gefüllt. Viele der Knochen sind durch Nähte miteinander verwachsen. Der Schall wechselt hierbei sehr häufig das Medium. Bei jedem Medienwechsel von Schallwellen erfolgt eine Hemmung der Schallweiterleitung. Je

nach Stimulationsposition kann der Schall auf unterschiedlichsten Wegen durch den Kopf verlaufen. Im Falle eines supraauralen Kopfhörers wäre der nun beschriebene Weg denkbar:

Wird über den Kopfhörer ein Schallereignis abgegeben, so wird in erster Linie Luftschall erzeugt. Ist der Pegel jedoch groß genug, geraten die Gummiaufsätze des Kopfhörers in Schwingung. Ein Teil der Ohrpolster sitzt bei der Verwendung von supraauralen Kopfhörern direkt auf dem Mastoid, dem härtesten Knochen im menschlichen Körper. Hier passiert zunächst eine direkte Schallweitergabe über die Haut und das Körpergewebe zum Mastoid und Warzenfortsatz hin. Der nun im Körper befindliche Schall wird in Form von Transversal- und Longitudinalwellen über die Schädeloberfläche weitergeleitet. Auch ist es möglich, dass die Ohrpolster auf dem Kiefergelenk anliegen, welches ebenfalls den Knochenschall gut aufnehmen und weiterleiten kann.

Allgemein wird in Bildungseinrichtungen für Hörakustiker gelehrt, dass der Knochenschall die Cochlea des Menschen direkt anspricht. Viele Wissenschaftler haben den Einfluss von Knochenschall und dessen Wege untersucht und kamen zu interessanten Entdeckungen. Daher werden in den nächsten Absätzen die Theorien und Erkenntnisse einiger Studienarbeiten näher betrachtet und vorgestellt.

Die Thematik des Knochenschalls wurde schon früh erkannt und beschrieben. Die früheste anerkannte Theorie wurde hierzu von Herzog und Krainz entwickelt (1926). Ihre Erkenntnisse zeigen auf, dass das Hören über die Knochenleitung aus zwei Effekten besteht. Zum einen seien Kopfschwingungen verantwortlich, die eine Bewegung der Ossikel verursachen. Gleichzeitig breitet sich eine Welle in der Cochlea aus, die aus der Bewegung des Schädels resultiert. Es sei also möglich, die Cochlea durch die Vibration des Schädels direkt zu stimulieren.

Weiterhin bewies Georg von Békésy (1932), dass die Erregung von Luft- und Knochenschall zwar unterschiedliche Wege in der Übertragung hat, jedoch zur gleichen Anregungsart in der Cochlea führt. Um zu dieser Erkenntnis zu gelangen, präsentierte er gleichzeitig einen Luft- und einen Knochenleitungston, die er in der Phase und Amplitude so modellierte, dass beide Stimuli ausgelöscht wurden. Die neuesten Erkenntnisangebote im Themenfeld der Knochenleitung basieren auf diesen beiden grundlegenden Erkenntnissen. Jürgen Tonndorf entwickelte in mehreren Studien Beweise dafür, dass die Fortleitung von Knochenschall aus einer Reihe von Faktoren beeinflusst wird. Die Einflüsse stammen aus dem Außen-, Mittel- und Innenohr, da jede dieser Strukturen in der Lage ist, in spezifischer Art und Weise zu schwingen. Nach Tonndorf werden folgende Eingangspunkte für die Stimulation von Knochenschall beschrieben:

- die Wände des äußeren Gehörgangs
- das Mittelohr mit den Gehörknöchelchen
- die Cochlea mit den enthaltenen Flüssigkeiten (vgl. Boer et al., 1976)

Tonndorf bewies in mehreren Studien die Zusammenhänge bei der Übertragung von Knochenschall im menschlichen Schädel auf das Innenohr. Er leitete grundsätzlich sieben Knochenleitungsmechanismen ab, die er auf die Schwingungseigenschaft des Schädels zurückführte (vgl. Tonndorf).

Für die höheren Frequenzbereiche beschreibt er, dass die Übertragung von der Kompression anatomischer Strukturen abhängig ist. Hier würden bestimmte Areale des Schädels in unterschiedlicher Art und Weise in Schwingung geraten, wodurch eine pulsierende Bewegung in der Knochenstruktur hervorgerufen wird. Anders formuliert, ist dieser Mechanismus das Ergebnis aus der Ausdehnung und Stauchung der Cochlea-Wände. Diese wechselnde Kompression wirkt sich zusätzlich auf die inkompressible Lymphe aus, die im Folgenden verdrängt wird. Unterschiede treten insbesondere dadurch auf, dass die Lymphe nahe dem ovalen Fenster weniger verdrängt werden kann als die in der Nähe des runden Fensters. Dies wird dadurch erklärt, dass das ovale Fenster durch den Steigbügel in der Bewegung eingeschränkter ist als das runde. Dieses asymmetrische Verhältnis zwischen *Scala tympani* und *Scala vestibuli* erzeugt Druckunterschiede in der *Scala media*, wodurch die Basilarmembran in Bewegung versetzt wird. Hinzu kommt, dass ein Masseunterschied zwischen *Scala tympani* und *Scala vestibuli* vorherrscht. Die Volumina betragen hier etwa  $22 \text{ mm}^3$  und  $29 \text{ mm}^2$ . Dieses ungleiche Verhältnis erhöht die Druckdifferenz zusätzlich.

Für die niedrigeren Frequenzbereiche beschreibt Tonndorf eine Übertragung, die von der Masseträgheit der anatomischen Strukturen abhängig ist. Hier vibriert der Schädel im Ganzen, wodurch eine Bewegung entgegen der anregenden Kraft wirkt. Durch die Trägheiten werden anatomische Strukturen zeitverzögert in Schwingung versetzt. Schlussendlich bewirke die Vibration des Knochens, der die Cochlea umgibt, eine Verdrängung der Lymphflüssigkeit. Somit wirke sich die Schallübertragung auf die Basilarmembran und die inneren Haarsinneszellen aus. Die Trägheit der Lymphflüssigkeiten sowie die Trägheit des runden und ovalen Fensters haben hier einen nicht unerheblichen Beitrag zur Schallübertragung (vgl. Tonndorf). Daraus leitete Jürgen Tonndorf die zwei eigentlichen Mechanismen für die Schallübertragung im Schädel ab:

- Der Mechanismus, der durch die Trägheit des Innenohres bestimmt ist, beschreibt den Vorgang, bei dem Schall direkt auf das Innenohr übertragen werden kann. Ausgelöst wird dies durch die zeitversetzten Schwingungen im Knochen, der das Innenohr umgibt.
- Der Mechanismus, der durch die Schwingung der GKK hervorgerufen wird, indem die Ossikel durch die umliegenden Knochen zum Mitschwingen angeregt werden und den Schall somit in die Cochlea weiterleiten. (vgl. Tonndorf)

Zusammenfassend kann hier beschrieben werden, dass diese Prozesse von verschiedenen Schwingungseigenschaften des menschlichen Schädels abhängig sind. Nicht nur die di-



rekte Anregung der Cochlea (über Deformierung), sondern auch die Kompression der Lymphen und Knochen sowie Trägheitsunterschiede im Zusammenspiel mit den Mittelohrstrukturen bewirken eine Schallübertragung im Knochen auf die Cochlea und letztlich auf die Basilarmembran.

Weiterhin wurde in mehreren Studien untersucht, wie der menschliche Schädel schwingt und von welchen Gegebenheiten das Verhalten abhängig ist. Zusätzlich zu den bereits beschriebenen Phänomenen gibt es Resonanzen und Antiresonanzen. Da der Schädel in unterschiedlichen Bereichen schwingt, wurden in mehreren Studien verschiedene Ausprägungen entdeckt. Wichtig scheint hier die Auswirkung der Ossikel, da diese mit einer eigenen Bestfrequenz das Schwingverhalten beeinflussen. Deutlich wird dieser Effekt bei einer Studie aus dem Jahr 2001 von Linstrom, Silverman, Rosen und Meiteles. Sie bewiesen, dass die GKK einen maßgeblichen Beitrag zum Hören der Knochenleitung haben. Sie untersuchten hierzu die Veränderung der Knochenleitungshörschwelle von Otoklerose-Patienten prä- und post-operativ. Der Einfluss einer Otoklerose auf die Knochenleitung wird durch die Carhart-Senke deutlich. Häufig verschlechtert sich die Knochenleitungshörschwelle um 15 dB bei 2000 Hz. Die Erkenntnisse ihrer Studie besagen, dass die Knochenleitung in 71 % der Fälle um mindestens 10 dB durch die Operation verbessert werden konnte (vgl. Linstrom et al., 2001).

Weiterhin wurden in Studien die tatsächlichen Schädelresonanzen an Kadavern untersucht. Die größten Resonanzen, welche durch die Kompression der Schädelknochen erzeugt wurden, liegen bei 800 bis 1000 Hz (vgl. Hakason, Brandt und Carlson, 1994). Gleichmaßen wurden größere Antiresonanzen im Bereich von 150 bis 400 Hz lokalisiert, ausgehend von der hohen mechanischen Impedanz des Schädels.

### 3. Subjektive Messungen zur transkraniellen Übertragung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wird ein subjektives Testdesign mit dem Ziel entwickelt, das Überhören auf eine Frequenzabhängigkeit hin zu überprüfen. Der Versuchsaufbau soll einen audiologischen und praxisrelevanten Bezug haben. Aus diesem Grund wird ein Testdesign entwickelt, das mit dem Equipment eines Hörakustikers auskommt. Das Ziel ist es, die Übertragungsfunktion von Luftschall (mittels des TDH-39-Luftleitungshörers) hin zur kontralateralen Cochlea zu ermitteln. Hierzu werden ein geeigneter Testraum, mehrere Probanden und ein zweikanaliges Audiometer benötigt. Die Akademie für Hörakustik bietet eine Vielzahl an möglichen Anpass- und Audiometrieräumen an, die unterschiedlich ausgestattet sind. Dadurch ist es möglich, mehrere Messsysteme und deren Peripherie auf ihre Tauglichkeit zu prüfen. Die getesteten Räume entsprechen allen notwendigen Vorgaben für die klassische Audiometrie und Hörsystemanpassung. Entscheidend für die Auswahl des Testraumes ist ein möglichst geringer Ruheschall im Raum.

Um möglichst gleiche Messbedingungen herzustellen, wird vorab eine Indikation für Probanden erarbeitet. Die Stichprobe soll an gesunden und jungen Ohren durchgeführt werden. Genauer wird eine Probandengruppe von 15 Personen im Alter von 18 bis 25 Jahren gesucht. Hierfür werden Frauen und Männer gesucht. Die Probanden und Probandinnen sollen keinen Hörverlust von  $< 15 \text{ dB}_{\text{HL}}$  aufweisen. Zusätzlich sollen keine Operationen oder Frakturen am Schädelknochen vorliegen. Diese könnten die Testantwort beeinflussen. Probanden mit akuten oder chronischen Erkrankungen am Hörorgan kommen ebenfalls nicht für das Testdesign infrage. Hierzu werden auch Ohrgeräusche gezählt.

Für den Testablauf wird ein zweikanaliges Audiometer benötigt, das zulässt, dass man über einen Wandler sowohl einen Sinus als auch ein Rauschen unabhängig voneinander im Pegel variieren und darbieten kann. Einige der getesteten Messsysteme verursachen ein leichtes Knacken während der Pegelerhöhung. Wieder andere können während der zweikanaligen Pegelerhöhung den Stimulus nicht konstant wiedergeben, sodass eine Unterbrechung entstand. Diese Artefakte sind für den Probanden deutlich hörbar und bewirken, dass die Konzentration auf den Stimulus nicht beibehalten werden kann. Nach einigen Selbstversuchen wurde die Entscheidung für den Raum und das Audiometer getroffen. Überzeugen kann das MADSEN Astera<sup>2</sup> von Otometrics. Dieses Audiometer wurde für den klinischen Bereich konzipiert. Es verfügt über ein Control-Panel mit zwei fast geräuschlosen, drehbaren Wahlschaltern für je einen Kanal. Dieses Panel erlaubt es somit dem Testleiter, die Pegel zu erhöhen, ohne die Konzentration des Probanden durch „Clicks“ zu beeinflussen. Das Audiometer wird mit dem TDH 39 (Luftleitungshörer) und dem B 71 (Knochenleitungshörer) verwendet. Der TDH 39 sichert eine Frequenzwiedergabe für die Standardfrequenzen von 125 Hz bis 12.500 Hz. Die maximale Leistung bei der Verwendung des Astera<sup>2</sup> liegt zwischen 500 Hz bis 4.000 Hz bei -10 dB bis 120 dB. Der Klirrfaktor in Luft ist  $< 2,5 \%$ . Die Schrittweite der Pegelerhöhung kann über die gesamte Darbietungsbreite von 1 dB, 2 dB oder 5 dB realisiert werden. Der B-71-Knochenleitungshörer

mit seinen Standardfrequenzen von 2.500 Hz bis 8.000 Hz garantierte eine sichere Frequenzwiedergabe auf der Spitze des Mastoid. Die maximale Leistung bei Knochenleitungswandlern auf dem Mastoid liegt zwischen 1.500 Hz und 3.000 Hz bei -10 dB bis 80 dB bei einem Klirrfaktor in Knochen von  $< 5\%$ . Auch hier kann die Pegelgenauigkeit über die gesamte Darbietungsbreite von 1 dB, 2 dB oder 5 dB realisiert werden.



Abb. 1: Control-Panel von Otometrics

Als Testraum wurde der „Päd-Raum“ ausgewählt. Hier finden häufig Veranstaltungen und Untersuchungen zum Thema Pädakustik statt. Der Raum zeichnet sich durch eine ausreichende Größe, eine gute Klimatisierung und Belüftung sowie durch einen sehr geringen Ruheschalldruckpegel aus. Der Raum ist von außen gut gegen Geräusche abgesichert. Auch von innen ist der Raum akustisch optimiert, sodass der Computer und andere elektronische Geräte in Schränken verstaut sind.

### 3.1 Messablauf

Im ersten Schritt wird, wie in der klassischen Tonaudiometrie, die spontane Luft- und Knochenleitungshörschwelle mit einem Sinus für beiden Ohren ermittelt. Anschließend werden in gleicher Weise die Rauschhörschwellen für die Luft- und Knochenleitung ermittelt. Hierfür wird ein terzbandgefiltertes Schmalbandrauschen gewählt. Dieses findet vorzugsweise Anwendung in der Vertäubung der Tonaudiometrie. Die Schrittweite der Pegelveränderung beträgt bei allen Messungen  $\Delta 1$  dB, um möglichst genaue Messergebnisse zu erzielen. Der Wert wird erst dann gespeichert, wenn der Proband zweimal bei ein und demselben Pegel angab, den Stimulus zu hören. Diese Testabfolge ist notwendig, um ein

Abbild der Hörempfindung des Probanden zu erlangen und zudem mögliche Schallleitungsanteile berücksichtigen zu können.

Im zweiten Teilschritt wird der Schwellenwert ermittelt, bei dem ein Schmalbandrauschen einen Sinuston gerade eben maskieren kann, wenn beide Stimuli über dasselbe Ohr dargeboten werden. Diese Messung wird im Folgenden als ipsilaterale Messung bezeichnet. Um diese Schwelle zu ermitteln, wird ein Sinuston über die Luftleitung  $10 \text{ dB}_{\text{SL}}$ <sup>8</sup> dargeboten. Nachdem der Proband den Sinus wahrnimmt, wird ein Schmalbandrauschen präsentiert und im Pegel so lange erhöht, bis der Proband angibt, den Sinus nicht weiter wahrnehmen zu können. Der Startpegel des Schmalbandrauschens entspricht der Rauschhörschwelle (Luftleitung). Wie in der Tonaudiometrie üblich, soll der Maskierungspegel vom Probanden erneut bestätigt werden. Hierzu wird der Pegel des Rauschens um  $10 \text{ dB}$  ab dem zuvor ermittelten Maskierungspegel reduziert und erneut angefahren. Auch hierfür wurde eine schrittweise Pegelerhöhung von  $\Delta 1 \text{ dB}$  verwendet.

Im dritten Teilschritt wird der Maskierungspegel gesucht, bei dem ein kontralateral dargebotenes Schmalbandrauschen den Sinus gerade eben maskiert. Hierzu wird auf dem Messohr der Sinuston  $10 \text{ dB}_{\text{SL}}$  dargeboten. Anschließend wird ein Schmalbandrauschen auf dem Gegenohr überschwellig dargeboten. Der Startpegel für das Schmalbandrauschen entspricht dem Wert der Knochenleitungsrauschschwelle des ipsilateralen Ohres  $+40 \text{ dB}$ . Hiervon ausgehend wird das Rauschen in  $\Delta 1 \text{ dB}$  Schritten so lange erhöht, bis der Proband angibt, den Ton gerade eben nicht mehr wahrzunehmen. Auch hier wird der Maskierungspegel nach gleichem Vorgehen überprüft und festgehalten. Die nachstehende Grafik veranschaulicht den Messablauf von Teilschritt 3. Gegeben ist ein Startwert auf dem Messohr. Die Fragestellung lautet: Ab welchem Pegel maskiert das Rauschen den Sinus gerade eben vollständig?

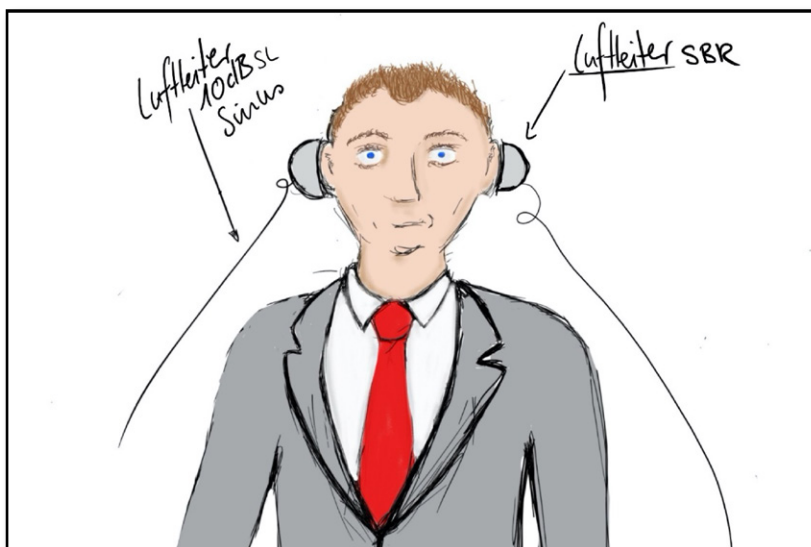


Abb. 2: Darstellung des subjektiven Testdesigns – Schritt 3

<sup>8</sup> Durch eine Pegelerhöhung des dargebotenen Sinus um  $10 \text{ dB}_{\text{SL}}$  ist es einfacher für den Probanden, sich auf den Stimulus zu konzentrieren. Physiologische Ermüdungseffekte treten dadurch ebenfalls in den Hintergrund (vgl. S. 29, 3.4 Diskussion – Adaptation).

Zusammenfassend können die Fragestellungen wie folgt beschrieben werden. Wenn ein SBR einen Sinus auf genau einem Ohr maskieren kann, wie groß muss dann der Pegel des Schmalbandrauschens auf dem Gegenohr sein, um den gleichen Effekt zu erzielen, wenn der Pegel des Sinussignals gleichbleibt? Es wird also ein subjektiv gleiches Empfinden von zwei verschiedenen Stimulationspunkten erzeugt. Die gesuchte Größe hierbei ist die im Kopf verbleibende Pegeldifferenz zwischen beiden Rauschpegeln.

Die Messungen (Teilschritte 1 bis 3) werden in dieser Arbeit als Test bezeichnet. Um die Messergebnisse auf ihre Validität hin zu überprüfen, wurden die Teilschritte 2 bis 3 als Retest<sup>9</sup> wiederholt. Hierzu wurden Messohr und Gegenohr getauscht. Anders als bei klassischen Test- und Retest-Versuchen wurden die Probanden in der Regel direkt nach dem ersten Versuch erneut getestet. Dies soll sicherstellen, dass möglichst gleiche Testbedingungen für beide Durchläufe vorherrschen. Die Annahme für diese Testanordnung lautet: Wenn ein Überhörpegel vom Messohr zum Gegenohr ermittelt wurde, so müsste bei einem Wechsel von Mess- und Gegenohr der gleiche Überhörpegel festgestellt werden können. Um dem Lesenden einen einfachen Überblick über die Testabfolge geben zu können, ist der Ablauf in der nachstehenden Grafik in die Teilschritte untergeleiert.

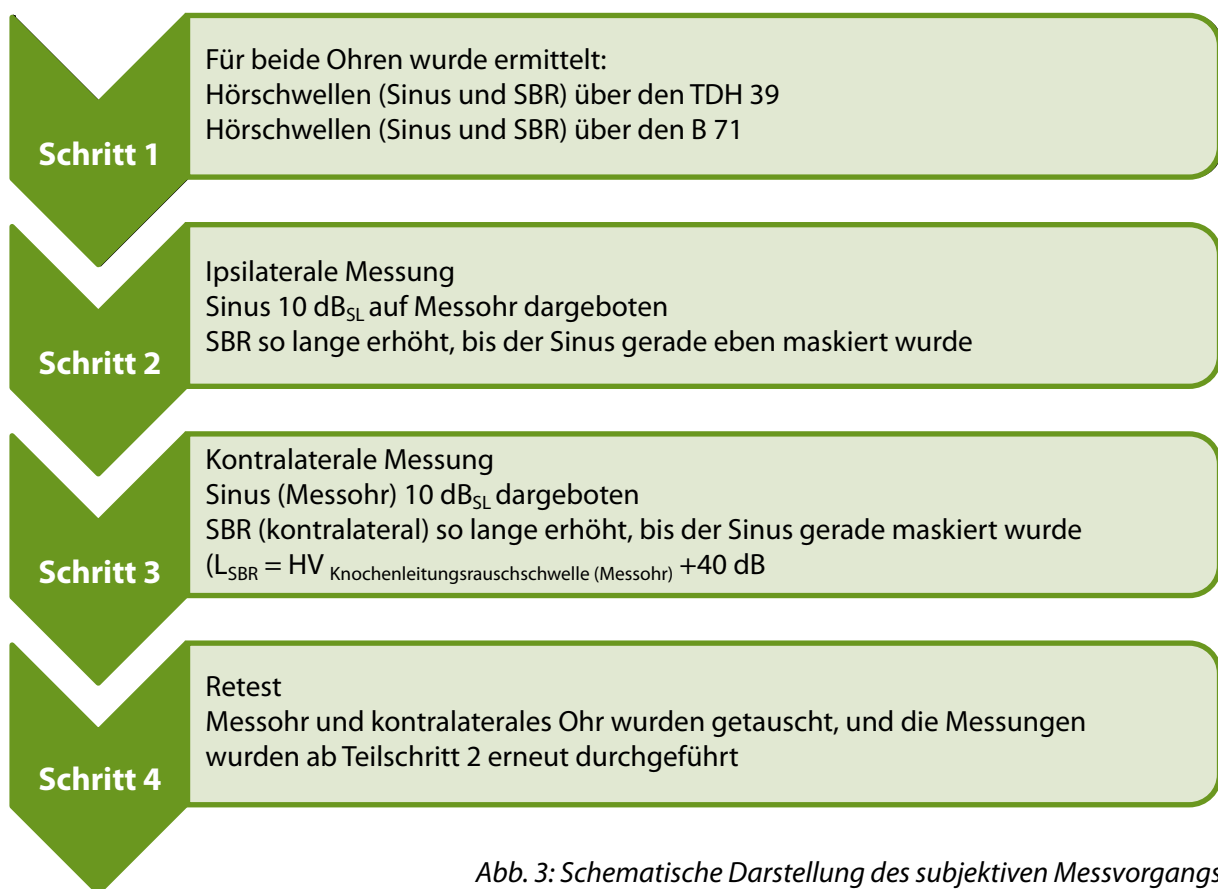


Abb. 3: Schematische Darstellung des subjektiven Messvorgangs

<sup>9</sup> Die Retest-Reliabilität beschreibt einen Wiederholungsvorgang eines Testverfahrens. Ziel ist es, eine Testaussage auf ihre Richtigkeit zu überprüfen. Die Zuverlässigkeit ist umstritten, da bei empirischen Untersuchungen selten exakt gleiche Testbedingung hergestellt werden können.

### 3.2 Verwendung der Messergebnisse

Aus den Teilschritten 2 und 3 werden die Maskierungspegel für die ipsi- und kontralaterale Messung ermittelt. Zusätzlich wird der Schallleitungsanteil für beide Ohren aus dem Unterschied von Luft- und Knochenleitungshörschwellen errechnet. Um aus den Messergebnissen einen Rückschluss auf das Überhören ziehen zu können, ist es notwendig, die Messwerte in einen Bezug zu bringen. Die erste Messgröße beschreibt die Wahrnehmung des Probanden, ab wann ein Rauschsignal ein Tonsignal vollständig verdecken kann, wenn beide Signale über einen Wandler zur selben Zeit am gleichen Ohr dargeboten werden. Dies geschieht auf dem Weg der Luftleitung. Die zweite Größe beschreibt den Zustand, ab wann ein Rauschsignal, das auf dem Gegenohr über die Luftleitung dargeboten wurde, einen Sinus gerade eben verdeckt, der auf dem Messohr ebenfalls über die Luftleitung abgegeben wurde. Zwar suchen beide Teilschritte einen subjektiv gleichen Zustand, doch ist der Schallweg des Schmalbandrauschens unterschiedlich. Während das Rauschen bei der ersten Messung noch als Luftschall abgegeben und als solcher vom Ohr aufgenommen wurde, wird das Rauschen bei der zweiten Messung als Körperschall aufgenommen. Dieses Rauschen wird zur gegenüberliegenden Cochlea übertragen, wo es den dargebotenen Luftschall (Sinus) maskieren kann. Die Differenz beider Maskierungspegel beschreibt den Überhörpegel, der sich aus Übergangs- und Schädeldämpfung zusammensetzt. Dieser Pegel wird im Folgenden als Zwischengröße beschrieben. Die angegebene Formel beschreibt die Verrechnung beider Messgrößen:

$$L_{\text{Maskierungspegel kontralateral}} - L_{\text{Maskierungspegel ipsilateral}} = L_{\text{Zwischengröße}}$$

Ferner kann man sich vorstellen, dass die Zwischengröße den Pegelunterschied zwischen den Ergebnissen aus Teilschritt 1 und 2 beschreibt. Allein stehend gibt sie jedoch keine Aussage über die Schädeldämpfung eines Probanden. Der Grund hierfür liegt in den unterschiedlichen Übertragungswegen der Rauschsignale. Durch die Stimulation über den Knochen- und Luftleitungsweg müssen hier mögliche Schallleitungsanteile des Messohres berücksichtigt werden.<sup>10</sup> Um nun den Überhörpegel errechnen zu können, wird der Schallleitungsanteil des Messohres (hier wurde der Sinus über die Luftleitung abgegeben) von der Zwischengröße subtrahiert. Der Schallleitungsanteil wurde üblicherweise aus dem Unterschied zwischen der Luftleitungs- und Knochenleitungshörschwelle für Sinustöne gebildet:

$$L_{\text{KLHörschwelle (Sinus)}} - L_{\text{Hörschwelle (Sinus)}} = L_{\text{Schallleitungsanteil (Sinus)}}$$

$$L_{\text{Zwischengröße}} - L_{\text{Schallleitungsanteil (Sinus)}} = L_{\text{Überhörwert}}$$

<sup>10</sup> Dies kann mit dem Vorgehen während der Vertäubung in der Sprachaudiometrie verglichen werden. Hierbei müssen Schallleitungsanteile des besser hörenden Ohres zunächst subtrahiert werden, um festzustellen, ab wann ein Überhören von Sprache möglich ist.

### 3.3 Auswertung

Durch diese Auswertung wird für 15 Probanden bei allen sechs Prüffrequenzen der individuelle Überhörwert ermittelt. Gleichzeitig wird diese Auswertung für die Versuchsreihe der Retest-Auswertungen durchgeführt. Somit können für eine Prüffrequenz 30 Überhörwerte ausgewertet werden. Die nachstehende Tabelle stellt alle Stichprobenergebnisse im Mittelwert da und zeigt zusätzlich grundlegende statistische Parameter der Stichprobe.

Prüffrequenz in kHz	0,5	1	2	3	4	6
<b>N (Anzahl)</b>	30	30	30	30	30	30
<b>Mittelwert in dB</b>	48,13	50,33	48,37	46,83	43,37	44,67
<b>Standardabweichung</b>	6,56	5,03	6,03	5,90	5,79	6,27
<b>Varianz</b>	43,02	25,26	39,69	34,83	33,48	39,26
<b>Spannweite</b>	27	20	24	23	20	23
<b>Minimum</b>	33	41	36	34	34	33
<b>Maximum</b>	60	61	60	57	54	56

Tabelle 1: Überblick über die Messergebnisse

Auffallend ist zunächst, dass die Spannweite zwischen den Stichproben sehr unterschiedlich ausfällt. Bei jeder Prüffrequenz lag sie bei  $\geq 20$  dB. Sie beschreibt den Abstand vom kleinsten bis zum größten Messwert (Minimum und Maximum). Der kleinste Messwert der gesamten Untersuchung wurde bei 33 dB (500 Hz) und der größte Wert bei 61 dB (1 kHz) festgestellt. Hier wird deutlich, wie individuell und unterschiedlich die Überhörwerte der Probanden sind. Die Standardabweichung kennzeichnet die Streuung der Messergebnisse um den Mittelwert aller Stichprobenelemente. Sie liegt für jede Prüffrequenz zwischen 5 und 7 dB. Abb. 4 zeigt das arithmetische Mittel aller Überhörwerte entsprechend der Prüffrequenz. Je kleiner der Übertragungswert ist, desto eher wurde dieser von den Probanden überhört. Die günstigste transkraniale Übertragung fand im Mittel bei 4 kHz statt. Für 1 kHz hingegen war erheblich mehr Pegel notwendig, um diesen zu überhören. Die Spannweite zwischen dem Maximum (1 kHz bei 50,33 dB) und Minimum (4 kHz bei 43,37 dB) beträgt etwa 7 dB.

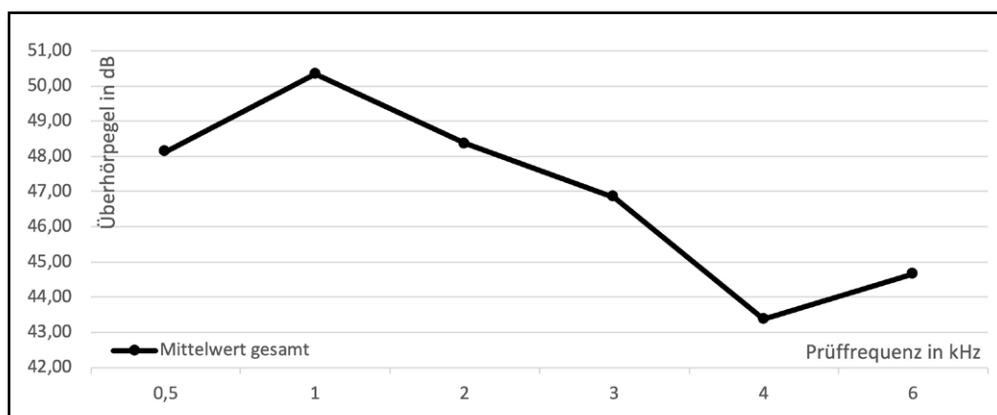


Abb. 4: Transkraniale Übertragungsfunktion im Mittelwert aller Probanden

Betrachtet man den Verlauf der Kurve, so wird deutlich, dass die höheren Prüffrequenzen im Schnitt eher überhört wurden als die tieferen. Für die Probandengruppe kann festgestellt werden, dass das Überhören sowohl von individuellen Gegebenheiten als auch von der Stimulationsfrequenz abhängig zu sein scheint.

Einen weiteren Überblick über die Lage, Streuung und Größe der Testergebnisse verschafft das nachstehende Boxplot-Diagramm<sup>11</sup>. Dieser Überblick wird durch die Aufteilung der Messwerte in Quartile erreicht.

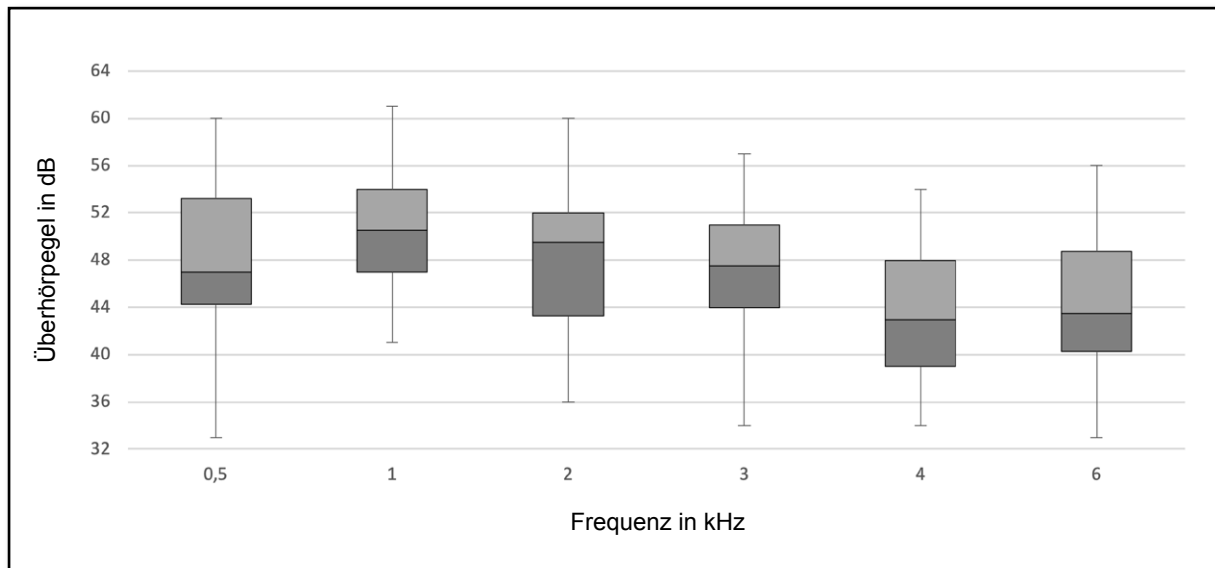


Abb. 5: Kastendiagramm – Messwerte des subjektiven Testdesigns (gesamt)

Auch hier wird die große Spannweite der Testergebnisse deutlich: Die Spannweite ist nicht für jede Frequenz gleich groß. Bei 1 kHz und 4 kHz ist die Spannweite mit 20 dB am geringsten. Bei 500 Hz beträgt sie jedoch 27 dB. Das verdeutlicht, dass individuelle Gegebenheiten einen erheblichen Einfluss auf den Ausgang des Tests haben. Der Interquartilsabstand, also der Abstand vom oberen zum unteren Kastenende, grenzt die mittleren vertrauenswürdigen Ergebnisse ein. Diesen Messwerten kann Vertrauen geschenkt werden, sodass sie gut zur Auswertung herangezogen werden.

Tabelle 2 zeigt die jeweiligen Abstände der Prüffrequenzen. Sie geben einen näheren Blick auf die tatsächliche Streuung der Messergebnisse. Es wird hieran deutlich, dass nicht ein Überhörwert für eine Frequenz festgestellt werden konnte, sondern ein „Überhörfeld“

<sup>11</sup> Man unterscheidet dabei grundsätzlich das untere und das obere Quartil. Das untere Quartil beinhaltet die untersten 25 % der Werte, die kleiner oder gleich diesem Nennwert sind. Das obere Quartil hingegen umfasst die kleinsten 75 % der Werte, die kleiner oder gleich diesem Nennwert sind. Sie bilden in einem Kastendiagramm jeweils das untere und obere Ende des Kastens. An den Enden der Kästen führen jeweils schwarze Linien (Whisker) ab. Diese stellen die statistischen Extremwerte dar. Das Ende dieser Linie definiert jeweils den kleinsten oder den größten Wert. Der zweifarbige Kasten zeigt den Bereich an, in dem sich die mittleren 50 % der Messwerte befinden, also den Bereich zwischen den 0,25 und 0,75. Diese Ergebnisse liegen statistisch mittig und können gut zur Interpretation und Auswertung herangezogen werden. Der Kasten ist durch eine schwarze Linie in zwei Teile unterteilt. Sie beschreibt den Median, also den Wert, der alle Messergebnisse bei 50 % in die obere und untere Hälfte unterteilt.



entsteht. Hiermit ist gemeint, dass die meisten Überhörwerte nicht konstant bei ein und demselben Pegel ermittelt wurden, sondern mehrere unterschiedliche Stichprobenergebnisse sichergestellt worden waren. Die Fachliteratur gibt hier beispielsweise nur einen möglichen Überhörwert an (Laszig und Lehnhardt, 2009). Dies zeigt, dass die Ergebnisse dieses Versuches nicht nur frequenzabhängig, sondern vielmehr individuell ausfielen.

	0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz
Unteres Quantil (in dB)	44,25	47	43,25	44	39	40,25
Oberes Quantil (in dB)	53,25	54	52	51	48	48,75
Interquartilsabstand (in dB)	9	7	8,75	7	9	8,5

Tabelle 2: Überblick der Interquartilsabstände, subjektives Testdesign

Exemplarisch ist hier das Messergebnis des Probanden Nummer 5 dargestellt. Das Diagramm zeigt die Überhörwerte der Test- und Retest-Versuchsreihen. Auffallend ist, dass beide Kurven recht parallel zueinander verlaufen, aber im Pegel voneinander abweichen. Für den Probanden konnte festgestellt werden, dass im zweiten Testdurchlauf bei niedrigeren Pegeln übergehört wurde als im ersten Versuch. Folglich war das Messergebnis nicht exakt reproduzierbar.

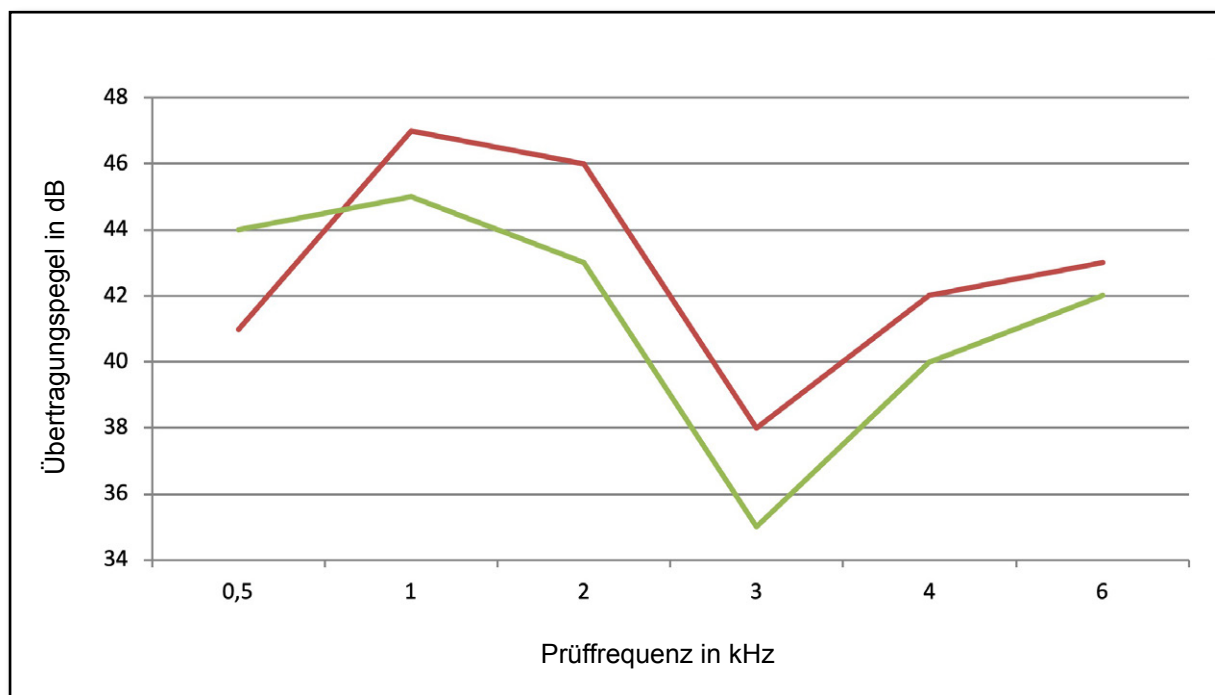


Abb. 6: Übertragungsfunktionen (Test und Retest) des Probanden Nummer 5

Auch bei den Messergebnissen der anderen 14 Probanden wurden Abweichungen zwischen beiden Versuchsreihen beobachtet. Die Abweichungen schwanken ebenfalls stärker zwischen den Probanden und Prüffrequenzen. Aus diesem Grund wurden zunächst für jeden Probanden die Differenzwerte beider Versuchsdurchläufe ausgewertet und in

der folgenden Tabelle als Betrag<sup>12</sup> veranschaulicht. Das vernachlässigt zwar, bei welchem Durchlauf besser oder schlechter übergehört wurde, doch war hierfür ohnehin kein erkennbarer Zusammenhang ersichtlich.

Abweichung in dB Test zu Retest als Betrag	0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz
Proband 1	8	4	1	3	5	3
Proband 2	1	7	8	3	6	8
Proband 3	4	7	2	1	2	1
Proband 4	5	10	1	2	7	5
Proband 5	3	2	4	2	1	1
Proband 6	5	4	5	10	7	3
Proband 7	1	7	1	3	0	2
Proband 8	6	5	3	9	4	5
Proband 9	2	3	1	2	0	5
Proband 10	1	2	1	3	4	2
Proband 11	4	2	6	6	4	3
Proband 12	3	2	1	6	2	1
Proband 13	4	4	0	2	5	5
Proband 14	0	0	1	0	4	1
Proband 15	1	7	4	3	0	1
Mittelwert aller Probanden	3,2	4,4	2,6	3,7	3,4	3,1

Tabelle 3: Differenzen zwischen Test und Retest als Betrag

Für Proband 14 konnte festgestellt werden, dass beide Durchläufe nahezu identisch ausfielen. Bei anderen wiederum, wie zum Beispiel bei Nummer 4, wurden Unterschiede von bis zu 10 dB festgestellt. Der Mittelwert aller Pegelunterschiede zwischen Test und Retest beträgt 3,35 dB. Etwas freier formuliert, konnte der Versuchsablauf, bei geänderter Stimulationsposition, mit einer Pegelgenauigkeit von etwa 3 dB reproduziert werden.

Zusätzlich zur Fragestellung, ob das Überhören frequenzabhängig ist, wird versucht, ein Zusammenhang zwischen der Übergangsdämpfung und individuellen menschlichen Gegebenheiten herzustellen. Aus diesem Grund werden die Probanden in einem Anamnesegegespräch zu Gewicht, Körpergröße, Alter und Kopfumfang befragt. Weiterhin wurde das Geschlecht des Probanden aufgenommen. Fast keine dieser Eigenschaften der Probanden zeigen Auswirkungen auf die Überhörkurve. Einzig für das Merkmal des Geschlechts wird ein Unterschied in der Übertragungsfunktion festgestellt. Die Probandengruppe besteht aus 15 Personen, hiervon waren sechs männlich und neun weiblich. Zur weiteren Auswertung werden die Übertragungsfunktionen im Median gegenübergestellt. Auffallend ist, dass für die männliche Probandengruppe eine Übertragungsfunktion auf-

<sup>12</sup> Der Betrag kennzeichnet mathematisch den Abstand des Zahlenwertes zur Null. Auch bei negativen Zahlen kann ein Abstand ermittelt werden. Der Betrag jedoch steht ohne ein positives oder negatives Vorzeichen.

genommen wurde, die im Pegel höher lag als die der weiblichen. Anders formuliert, war hier mehr Pegel notwendig, um zu überhören. Das arithmetische Mittel für die Messergebnisse der weiblichen Probandengruppe beträgt etwa 45 dB. Der Durchschnitt der Männer hingegen beträgt rund 49 dB. Abb. 7 veranschaulicht die medianen Übertragungswerte durch den Schädel für die männliche und weibliche Probandengruppe in Form eines Kastendiagramms. Für diese Auswertung werden alle Überhörwerte des jeweiligen Geschlechts, unabhängig von ihrer Stimulationsfrequenz, verwendet.

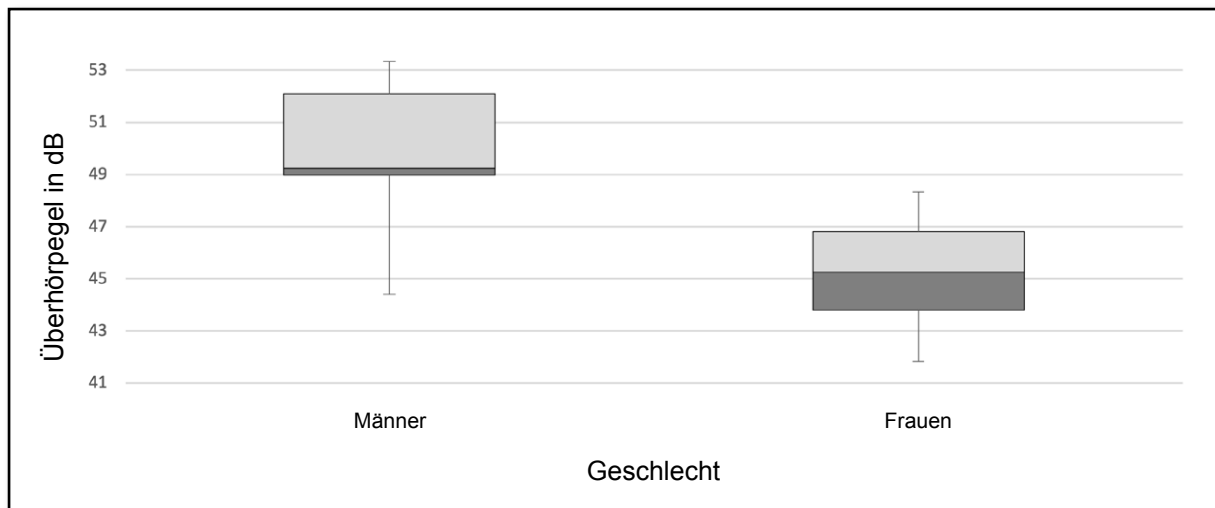


Abb. 7: Boxplot-Diagramm der Übertragungsfunktion Männer und Frauen (gesamt)

Auch wenn es optisch zunächst anders aussieht, ist der Interquartilsabstand für beide Testreihen nahezu gleich groß. Für die männliche Gruppe wird dieser bei 3,1 dB und für die weibliche Gruppe bei 3,0 dB festgestellt. Der Abstand vom Minimalwert zum Maximalwert beträgt für die männliche etwa 8,92 dB und für die weibliche Gruppe hingegen 6,5 dB. Der hier dargestellte Median des linken Kastendiagramms liegt bei 49,25 dB und der für das rechte bei etwa 45,25 dB. Somit unterscheidet sich die mediane Übergangsdämpfung der beiden Gruppen um etwa 4 dB. Weiterhin lässt sich beobachten, dass die frequenzabhängige Überhörkurve der beiden Geschlechter unterschiedlich verläuft. Dies veranschaulicht das nachstehende Diagramm, das die Überhörfunktion beider Gruppen im arithmetischen Mittel für die jeweilige Prüffrequenz darstellt.

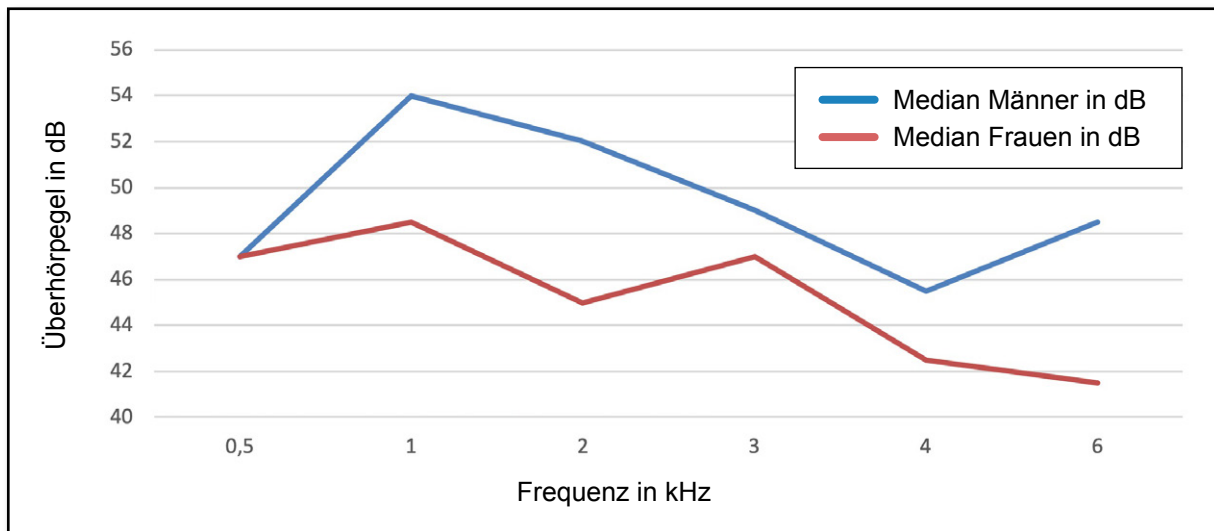


Abb. 8: Messergebnis des subjektiven Testdesigns (Vergleich männlich zu weiblich)

Während für die Männer eine erhebliche Frequenzabhängigkeit beobachtet werden kann, sind die Ergebnisse der weiblichen Gruppe im direkten Vergleich eher homogen über die Frequenzen verteilt. Die blaue Kurve veranschaulicht, dass erheblich mehr Pegel notwendig war, um bei 1 kHz zu überhören, im Vergleich zu den anderen Testfrequenzen. Die rote Kurve zeigt hier, dass die tieferen Frequenzen eher schlechter und die höheren Pegel eher besser übergehört wurden. Weiterhin kann kein Zusammenhang zwischen dem Geschlecht, dem Kopfumfang, der Körpergröße sowie dem Gewicht festgestellt werden.

Da für jede Prüffrequenz 30 Überhörwerte ermittelt wurden, ist es sinnvoll, zu prüfen, wie die Häufigkeitsverteilung der Antworten ausfiel. Die nachfolgende Tabelle zeigt die Pegelhäufigkeitsverteilung für die Prüffrequenzen von 0,5 bis 6 kHz. In dieser Darstellung werden die Testergebnisse ihrer Größe nach in mehrere Klassen unterteilt (x-Achse). Hierbei werden die Ergebnisse in Pegelgruppen zusammengefasst. Die Häufigkeit (y-Achse) gibt an, wie oft eine Antwort in einer Klasse angegeben wurde. Zusätzlich ist eine Kurve in jedem Diagramm hinzugefügt, welche eine Normalverteilung darstellt. Einige Prüffrequenzen gleichen mehr oder weniger einer Normalverteilung. Die Antwortverteilung für 3 kHz hingegen verläuft offensichtlich anders. Hier bilden lediglich drei Klassen den Hauptteil der Antworten. Sie sind in der Höhe der Ausprägung nahezu gleich. Dies bedeutet, dass die Überhörpegel fast alle sehr dicht beieinanderliegen. Dies macht die Auswertung zunächst einfach. Schwieriger wird es hingegen bei einer Häufigkeitsverteilung, wie bei 2 kHz. Hier ist zwar ersichtlich, dass die häufigsten Überhörpegel im Bereich von 49 bis 51 dB angegeben wurden, doch ist die Verteilung auf die benachbarten Klassen eher gleich groß. Ähnlich wie beim Interquartilsabstand kann diese Darstellung und Aufbereitung der Messwerte zur Interpretation herangezogen werden. Die Ergebnisse verteilen sich zunehmend in mehreren Klassen. Wenn, wie durch die Standardliteratur angegeben, der Überhörverlust mit größer oder gleich 50 dB anzunehmen ist, dann lägen fast alle Stichprobenelemente in den Klassen bei oder über 50 dB. Aus den Häufigkeitsverteilun-

gen ist ersichtlich, dass es eine hohe Stichprobenanzahl gibt, die signifikant unter einem Überhörverlust von 50 dB liegen.

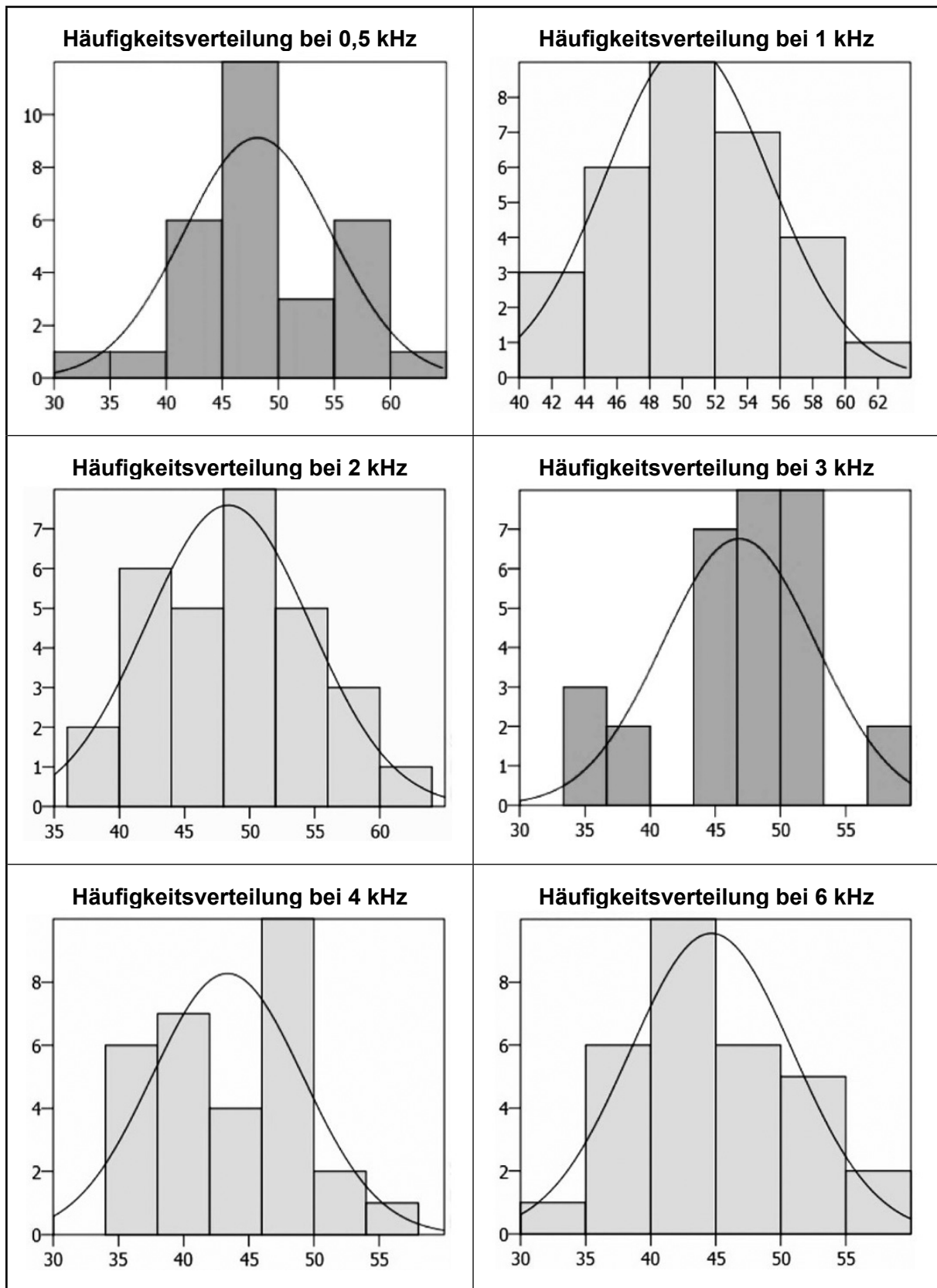


Tabelle 4: Häufigkeitsverteilung der Testergebnisse

Betrachtet man die Häufigkeit aller Überhörwerte ( $N=180$ ), lässt sich feststellen, dass die Pegelverteilung einer Normalverteilung ähnlich ist. Die meisten Ergebnisse lassen sich für die Klasse von 47,5 bis 50 dB festmachen. Der gesamte Mittelwert beträgt für alle sechs Prüffrequenzen 46,95 dB. Eine genaue Auflistung der ermittelten Pegelhäufigkeiten befindet sich in Anhang 1.

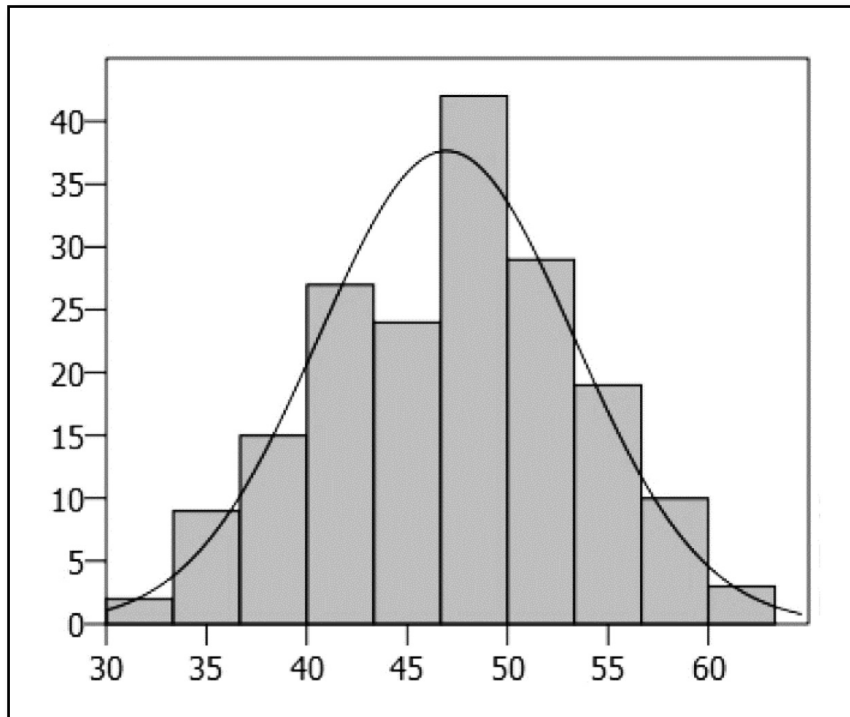


Abb. 9: Häufigkeitsverteilung aller Messergebnisse

### 3.4 Diskussion

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden 15 Probanden zwei Testdurchläufen unterzogen mit dem Ziel, die individuelle Übertragungsfunktion von Schall durch den Schädel zu ermitteln. Hierbei wurde mit einem recht überschaubaren Probandenkreis gearbeitet. Somit können die erarbeiteten Erkenntnisangebote nicht als allgemeingültig, sondern nur für diese Untersuchung sprechend betrachtet werden.

Da die Messergebnisse größere Varianzen zwischen den Probanden ergaben, lohnt es sich, den Blick auf die Forschung von Håkansson, Brandt, Carlsson und Tjellström zu richten. Sie vermuteten eine frequenzabhängige Schallübertragung durch den Schädel und untersuchten die natürlichen Schädelresonanzen mithilfe eines objektiven Messverfahrens (*in vivo*). Für Ihre Studie wurden sechs Probanden mit einer bilateral implantierten Titanschraube (*abutment*) einigen Tests unterzogen. Sie werteten die Resonanzfrequenzen über die Frequenzantwortfunktionen Beschleunigung und Kraft aus. Sie fanden dadurch zwischen 14 und 19 Resonanzfrequenzen für jeden Probanden im Frequenzbereich von 500 Hz bis 7,5 kHz. Die erste Schädelresonanz wurde im Mittelwert bei 972 Hz gemessen. Genauer wurde hierfür ein Bereich zwischen 828 und 1164 Hz definiert. Weiterhin

fanden sie heraus, dass die Schallübertragung durch den Kopf weniger durch Resonanzen, sondern vielmehr durch Dämpfung des Pegels, also durch Antiresonanzen, beeinflusst würde. Sie ermittelten ebenfalls große Unterschiede zwischen den einzelnen Messproben, die sie auf die individuelle Schädelgeometrie zurückführten. Es wurde keine offensichtliche Korrelation zwischen der niedrigsten Eigenfrequenz und der Kopfgröße festgestellt (Brandt et al., 1988).

Die Schallausbreitung im menschlichen Schädel beschäftigte zudem auch Stenfelt und Goode. Sie untersuchten die Abhängigkeit der transkraniellen Dämpfung in Bezug auf die Stimulationsposition und die Stimulationsfrequenz. Dabei entwickelten sie ein subjektives Verfahren. Es wurden 28 monaural gehörlose Probanden einer Reintonaudiometrie mit 31 Testfrequenzen unterzogen. Die Tests wurden an vier Positionen am Schädel durchgeführt. Zum einen wurden die Messungen ipsilateral und kontralateral auf dem Mastoid angestrengt, aber auch ipsilateral und kontralateral auf der Stelle, an der ein Knochenleitungshörgerät implantiert werden würde. Das Ergebnis der Untersuchungen besagt, dass bei einer Stimulation über den Mastoid die mediane Schädeldämpfung 3 bis 5 dB im Frequenzbereich bis 0,5 kHz beträgt. Im Bereich zwischen 0,5 und 1,8 kHz beträgt die Dämpfung etwa 0 dB. Weiterhin wurde festgestellt, dass die Dämpfung bei höheren Frequenzen zunimmt. Im Frequenzbereich von 3 bis 5 kHz betrug die Dämpfung näherungsweise 10 dB. Im Verlauf von 4 bis 8 kHz sinkt die Schädeldämpfung jedoch ab. Die Messungen, die auf der Position von Knochenleitungshörgeräten durchgeführt wurden, ergaben eine Schädeldämpfung, die im Vergleich zur Position auf dem Mastoid um 2 bis 3 dB geringer ausfiel. Die Variabilität der Messergebnisse betrug bei jeder Frequenz etwa 40 dB. Weiterhin wurde kein Zusammenhang zwischen der transkraniellen Dämpfung und Probandeneigenschaften gefunden. Die Forscher folgerten, dass die mediane transkranielle Dämpfung von der Stimulationsposition und -frequenz abhängig ist (Stenfelt und Goode, 2005). Die Ergebnisse der Messpositionen vom Mastoid werden in der folgenden Grafik dargestellt. Sie zeigt die Ergebnisse als Punktwolke, wobei jeder Punkt für einen ermittelten Dämpfungswert steht. Die schwarze Linie (mittig) beschreibt den Median aller Stichprobenelemente, und die zwei äußeren Linien bezeichnen eine Standardabweichung von 1. Auffällig ist hierbei, dass die mediane Dämpfung nicht konstant verläuft, sondern die Dämpfung hin zu 4 kHz geringer wird und im folgenden Verlauf ansteigt. Dies lässt sich mit den Ergebnissen dieser Diplomarbeit vergleichen. Unterschiede zwischen beiden Verfahren werden in der Höhe der Dämpfung deutlich. Denkbar ist es, dass dies durch den Unterschied der verwendeten Wandler hervorgerufen wird. Der mediane Frequenzgang ist dennoch in beiden Versuchsreihen ähnlich. Genauer sind die leicht höhere Dämpfung von 0,5 bis 1 kHz sowie der Abfall hin zu 4 kHz und der folgende Anstieg hin zu 6 kHz erkennbar (Kompis und Caversaccio, 2011).

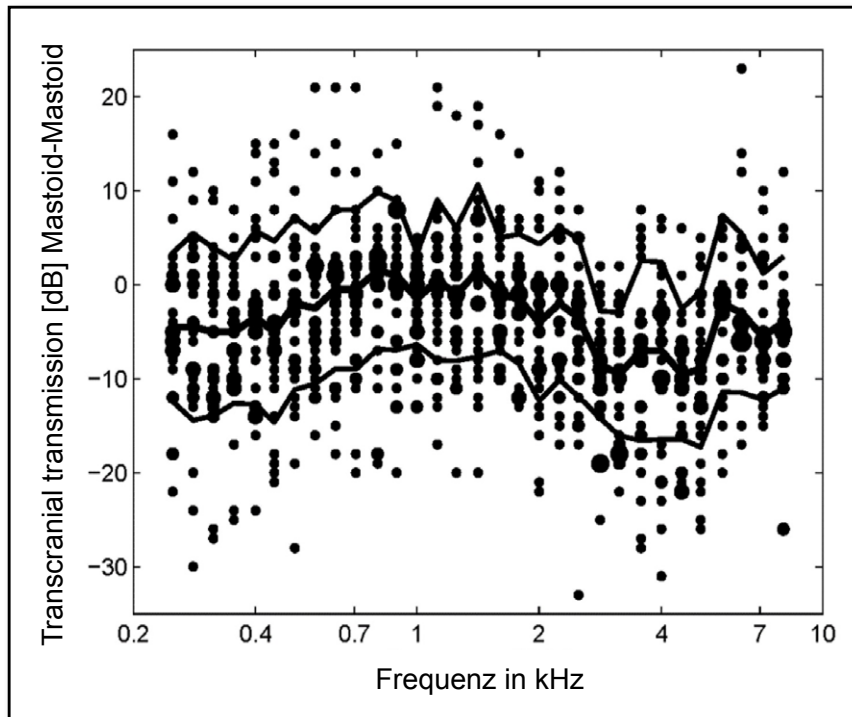


Abb. 10: Abbildung der frequenzabhängigen Transcranial Mastoid-Mastoid-Transmission nach Stenfelt

Die Varianzen zwischen den Messergebnissen können vielerlei Ursachen haben. Die wohl einflussreichsten Faktoren sind hierbei sicherlich die individuelle Schädelgeometrie des Probanden und die Stimulationsposition. Der Ort der Stimulation ist gleichermaßen von der gegebenen Schädelgeometrie abhängig. Die Verwendung des TDH 39 erzeugt eine Auflagefläche von ungefähr 20 cm<sup>2</sup>. Demzufolge variiert die Abstrahlungsfläche, also die Auflage des Ohrpolsters am Ohrgehör, deutlich unter den Probanden. Zusätzlich variiert der Anpressdruck des Kopfhörers entsprechend der Kopfbreite gemessen von Ohr zu Ohr. Denkbar ist es somit, dass die Schallweitergabe zum Schädel unterschiedlich gut geschieht. Auch wenn der Kopfumfang keine Korrelation zur Dämpfungsfunktion aufzeigte, ist es denkbar, dass die Variabilität der Schädelknochendicke einen möglichen Einflussfaktor darstellt.

Weiterhin ist auch denkbar, dass die Ergebnisse von der Wahrnehmung der Probanden beeinflusst werden. Aus diesem Grund wurde die Testphase im Selbstversuch begonnen und so für die Arbeit mit Probanden optimiert. Während der Durchführung sind hier Faktoren aufgefallen, die das Ergebnis des subjektiven Testdesigns beeinflussen:

1. Die Reaktionszeit der Probanden kann das Testergebnis zu höheren Pegeln verfälschen, wenn der Ton eher gehört wurde, als die Antwort des Probanden angegeben wurde. Aus diesem Grund wurde die Antwort erst dann als korrekt eingestuft, wenn die Antwort zweimal hintereinander auf dem gleichen Pegel angegeben wurde.
2. Das Hören von Ohrgeräuschen kann die Empfindung der Probanden trüben und die Aufmerksamkeit beeinflussen. Ähnlich wie ein Tinnitus kann auch das eigene Blutraschen von Probanden gehört werden. Nicht selten fiel den Probanden ein



leichtes Hintergrundrauschen auf, obwohl sie in der Anamnese angegeben haben, keine Ohrgeräusche zu hören.

3. Die zeitliche Belastung und hohe Konzentration während der Durchführung schwächen die Aufmerksamkeit des Probanden. Doch auch die Reaktionszeit des Testleiters nimmt bei einer zeitlichen Belastung ab. Aus diesem Grund wurden regelmäßige Pausen an der frischen Luft durchgeführt sowie Erfrischungen bereitgestellt.
4. Probanden mit einer besonders hohen Motivation, ein gutes Ergebnis zu erzielen, wurden leicht dadurch irritiert, dass die Zeitspanne von der Pegelerhöhung bis zur ersten Wahrnehmung größer war, als sie es gewohnt sind. Alle Probanden waren geübte Audiometristen, die gewohnt sind, mit einem Pegelsprung von 5 dB zu arbeiten. Durch die Verwendung einer Schrittweite von 1 dB waren einige Probanden zunächst verunsichert und unaufmerksam.

Über diese Fehlerquellen hinaus bestehen Einflüsse, auf die weder Testleiter noch der Proband einen Einfluss haben:

1. Der Ruheschallpegel und leise Umgebungsgeräusche im Raum können eine leichte Maskierung des Stimulus hervorrufen oder den Probanden ablenken, sodass das Ergebnis negativ beeinflusst wird.
2. Durch die Verwendung des Luftleitungskopfhörers sind während der Messung beide Gehörgänge verschlossen. Durch diesen Umstand entsteht osteotympanaler Knochenschall. Dieser wirkt sich über die Knochenleitung des Probanden aus, indem Schallanteile über den Gehörgang als Körperschall weitergeleitet werden. Der Schallweg erfolgt nun sowohl über die Luftleitung als auch über die Knochenleitung. Daraus resultiert eine verbesserte Knochenleitungshörschwelle im tieftonigen Bereich. Zum Tragen kommt dieser Umstand, wenn das Rauschsignal kontralateral über den Schädel weitergeleitet werden soll (vgl. subjektiver Testablauf Teilschritt 3). Bedingt durch den erhöhten Rauschpegel ist es hier schwieriger, das Rauschen auf dem Gegenohr zu ignorieren. Gleichzeitig wird der Schall nicht nur durch die Ohrpolster an den Schädel weitergeleitet, sondern auch durch den äußeren Gehörgang. Hierdurch ergibt sich eine Addition beider Schallanteile im Schädelknochen. Darüber hinaus ändert sich möglicherweise die Stimulationsposition. Es ist vorstellbar, dass die Dämpfung durch die Summation beider Stimulationen beeinflusst wird. Dieser Messfehler ist in jedem Falle alltagsrelevant, da bei der klassischen Tonaudiometrie ebenfalls beide Gehörgänge durch die Ohrpolster verschlossen sind.

Weitere Auswirkungen auf das Testdesign haben psychoakustische Effekte. Sie verändern die Wahrnehmung der Probanden. Dabei hat die Maskierung den wohl größten Einfluss auf das Testdesign. Auch diese Umstände müssen bei der Auswertung beachtet werden:

1. Betrachtet man die Messabläufe aus psychoakustischer Sicht, so werden „umgekehrte“ Mithörschwellen aufgenommen. Die Fragestellung lautet also, ab wann ein Dauerton gerade eben nicht mehr durch ein Maskierungsrauschen wahrgenommen werden kann. Die simultane Verdeckung zeichnet sich dadurch aus, dass eine gewisse Zeit vergehen muss, bis der Proband eine deutliche Aussage über „das Hören“ oder „nicht Hören“ des Sinustones treffen kann. Wird also dem Probanden unzureichend Zeit zwischen den Pegelerhöhungen gelassen, hat der Proband keine reelle Chance, den Übergang der unvollständigen<sup>13</sup> zur vollständigen Verdeckung festzulegen. Aus diesem Grund wurde der Pegel möglichst kontinuierlich nach Ablauf einer Sekunde erhöht.
2. Auch den Einfluss der Nachverdeckung gilt es zu berücksichtigen. Dieses Phänomen besagt, dass nach einem dargebotenen Maskierungssignal (über eine verhältnismäßig längere Zeit) weiterhin Maskierungseffekte bei einem Probanden auftreten. Einfacher ausgedrückt, benötigt das Maskierungsgeräusch eine gewisse Zeit, bis es ausgeklungen ist. Erst danach kann der Proband einen Prüftton (z. B. Sinus) erneut wahrnehmen. Um diesem Sachverhalt vorzubeugen, wird nach jeder gemessenen Frequenz eine kurze Pause gemacht. Die Vorverdeckung kann aufgrund der zeitlichen Abstände zwischen den Messdurchläufen vernachlässigt werden.
3. Einen bisher ungeklärten Einfluss hat die zeitlich gestreckte Abfolge des Messablaufes. Anders als bei vielen anderen Messmethoden werden hier zeitlich aufeinanderfolgende Messungen durchgeführt. Geht man von einem idealen Modell aus, so verändert sich die Wahrnehmung über die gesamte Testdauer nicht, doch wahrscheinlicher ist, dass die Wahrnehmung je nach Höranstrengung, Müdigkeit und körperlicher Verfassung variiert.

Die Adaptation des Hörorgans ist ein physiologisches Phänomen, das die Wahrnehmung eines Menschen beeinflusst. Sie entsteht immer dann, wenn das Gehör kontinuierlich über einen Zeitraum stimuliert wird. Die Auswirkungen beeinflussen die Schallempfindung dahingehend, dass die Wahrnehmung für Schall vermindert wird. Dies kann dazu führen, dass ein dargebotener Stimulus nicht mehr wahrgenommen wird, obwohl der Prüftton weiterhin präsentiert wird. Auch ist es möglich, dass die Hörschwelle leicht zu höheren Pegeln hin verschoben ist. Der Grund für dieses Phänomen wird in der inneren Haarsinneszelle vermutet, da hier ein biochemischer Vorgang die Erregung hemmt. Für Menschen mit einer Schallempfindungsschwerhörigkeit verändert sich diese Wahrnehmung deutlich. Die Probanden, die für diese Diplomarbeit ausgewählt wurden, waren normalhörend, sodass der Einfluss als eher gering bewertet werden kann. Dennoch kann

<sup>13</sup> Wenn der Testschall nicht vollständig verdeckt wird, wird dies als unvollständige Verdeckung bezeichnet. Sie tritt immer dann auf, wenn neben dem Nutzschall ein Störschall hörbar wird, der die Lautstärkeempfindung des Testschalls beeinflusst. Der Übergang von der Wahrnehmung zweier Testschalle bis hin zur vollständigen Verdeckung des Testsignals verläuft nicht sprunghaft, sondern fließend.

eine natürliche Adaptation nicht gänzlich ausgeschlossen werden. Der Einfluss der Adaptation wird geringer, wenn der dargebotene Stimulus deutlich überschwellig präsentiert wird. Aus diesem Grund wurde der Startpegel für den Sinus 10 dB<sub>SL</sub> gewählt.

### 3.5 Fazit zur subjektiven Testdurchführung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde ein subjektives Testdesign in Zusammenarbeit mit der Akademie für Hörakustik entwickelt. Ziel war es, den Vorgang des Überhörens auf eine Frequenzabhängigkeit zu überprüfen. Die Testdurchführung war dabei so gestaltet, dass 15 Probanden verschiedene Stimuli über die Luftleitung dargeboten wurden. Hierbei wurden den Probanden zeitgleich auf einem Ohr ein Schmalbandrauschen und ein Sinus präsentiert. Der Proband sollte angeben, ab wann das Rauschsignal, das in regelmäßigen Schritten im Pegel erhöht wurde, den Sinus vollständig maskiert hat. Im zweiten Schritt wurde dieser Versuch wiederholt, wobei das Rauschen auf dem kontralateralen Ohr dargeboten wurde. Die Pegeldifferenz zwischen beiden Rauschpegeln sollte der im Kopf verbleibende (dissipative) Schallanteil sein. Da diese Schallanteile für mehrere Prüffrequenzen ermittelt wurden, konnte eine individuelle Überhörkurve für jeden Probanden ermittelt werden. Alle Probanden wurden zwei Testdurchläufen (Test und Retest) unterzogen. Im zweiten Durchlauf wurden das Mess- und Gegenohr getauscht, sodass das Testdesign und Testergebnis auf ihre Aussagekraft hin überprüft werden konnten. Der Vergleich zwischen beiden Testdurchläufen zeigt jedoch signifikante Abweichungen auf. Die Unterschiede von Test zu Retest werden auf Messfehler des Testdesigns zurückgeführt. Messfehler, wie eine abnehmende Probandenreaktion und eine schwindende Konzentration der Probanden und Testleiter, werden als einflussreiche Faktoren angesehen. Auch dass die Stimulationsposition durch unterschiedliche Positionierungen verändert wurde, stellt eine Unsicherheit des Testdesigns dar. Die Vermutung, dass die transkranielle Übertragung vom Gegenohr zum Prüfohr frequenzabhängig verläuft, konnte für die Probandengruppe bestätigt werden. In der nachstehenden Tabelle ist der Median aller Messwerte pro Frequenz dargestellt:

Prüffrequenz in kHz	0,5	1	2	3	4	6
Überhörpegel in dB	47	50,5	49,5	47,5	43	43,5

Tabelle 5: Überhörpegel aller Probanden im Median

Die günstigste Übertragung durch den Schädel wurde bei 4 kHz ermittelt. Hingegen wurde die größte Dämpfung bei 1 kHz mit 50,5 dB im Median festgestellt. Dies ergibt einen Spitze-Spitze-Wert von 7,5 dB im Median aller Stichproben. Der Mittelwert aller Frequenzen beträgt für die gesamte Stichprobe ca. 47,06 dB. Auffällig waren zudem die großen Unterschiede zwischen den Probanden, bei welchem Pegel ein Überhören stattgefunden hat. Der Grund wird hier in der individuellen Schädelgeometrie und der damit einhergehenden Stimulationsposition vermutet. Es wurde versucht, einen Zusammenhang zwi-

schen diversen Probandenmerkmalen und den Überhörwerten zu finden. Die Merkmale Gewicht, Kopfumfang, Körpergröße, Geschlecht und Alter wurden hierzu von den Probanden aufgenommen. Einzig waren Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden erkennbar. Die mediane Übergangsdämpfung für die männliche Gruppe wurde bei 49,25 dB und die der weiblichen bei 45,28 dB ermittelt. Anhand der Stichproben lässt sich für die Probandengruppe nachvollziehen, welche Auswirkungen die Dämpfung von Schall im menschlichen Schädel hat. Weiterhin lassen sich hier jedoch keine neuen Erkenntnisse zur gerichteten Schallausbreitung im menschlichen Schädel ableiten. Auch lassen sich die Einflussfaktoren der Schallausbreitung nicht exakt bestimmen. Anzunehmen ist, dass hier ein komplexes Zusammenspiel mehrerer Faktoren in Erscheinung tritt.

Untersuchungen anderer Arbeiten lassen die Erkenntnis zu, dass Varianzen zwischen den Probanden auf die individuellen Schädelgegebenheiten zurückzuführen sind. Es ist bekannt, dass das Schwingverhalten des menschlichen Schädels von der Erregerfrequenz und dem Stimulationsort abhängig ist. Für die Untersuchungen mithilfe eines supraauralen Kopfhörers variiert die Abstrahlungsfläche und Auflage des Kopfhörers zwischen den Probanden. Darüber hinaus wurde in mehreren Studien abgeleitet, dass der Kopf in der Lage sei, verschiedene Schwingungsmoden einnehmen zu können. Zusätzlich bestünde ein signifikanter Einfluss der Gehörknöchelchen auf die Schallfortleitung im Kopf. Diese fungieren als Feder-Masse-System, welches eine Übertragung in der Nähe ihrer Bestfrequenz begünstigt. Diese Gegebenheiten sowie das Auftreten von Resonanzen und Antiresonanzen beeinflussen in erheblichem Maße die Schallfortleitung im menschlichen Kopf.

## 4. Objektive Messungen zur transkranialen Übertragung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde ein weiteres Testdesign entwickelt. Ziel ist es, einen objektiven Messablauf zu erarbeiten, um die transkraniale Übertragungsfunktion messtechnisch erfassen zu können. Hiermit sollen mögliche Resonanzen und Antiresonanzen im Frequenzverlauf untersucht werden. Gleichzeitig ist von Interesse, ob bei einer Erhöhung des Signalpegels die Übertragungsfunktion ebenfalls linear im Pegel ansteigt. Dieser Ansatz soll nicht durch die Aussage eines Probanden oder psychoakustische Effekte beeinflussbar sein. Der Testablauf sieht vor, dass mithilfe eines Audiometers diverse Stimuli abgegeben werden, die mittels einer Messeinheit an einer anderen Stelle am Schädel erfasst und ausgewertet werden können. Im Folgenden wird das Set-up für den objektiven Ansatz beschrieben.

Callisto™ von Interacoustics ist ein mobiles PC-basiertes Audiometer zur diagnostischen Verwendung. Es beinhaltet ebenfalls die Funktionen der In-situ-Messung sowie ein Hörgerätetest-Modul (*hearing instruments test*). Über dieses Audiometer werden verschiedene Stimuli über den TDH 39 abgegeben. Affinity2.0 von Interacoustics ist ein stationäres Komplettsystem zur Anpassung von Hörsystemen, Audiometrie und Hörsystemüberprüfung. Das HIT-Modul bietet die Möglichkeit, verschiedene Hörsysteme auf ihre Übertragung hin zu überprüfen. Für diese Messungen stehen nicht nur alle gängigen Kuppler, sondern auch der SKS10 *skull simulator* zur Verfügung. Dieser Kuppler wurde eigens für den Einsatz konzipiert, damit die Wiedergabekurve von knochenverankerten Hörsystemen ermittelt werden kann. Er verfügt über eine Masse, die die mechanische Impedanz des Kopfes simuliert. Somit werden alle Vibrationen des Hörsystems in elektrische Signale umgewandelt. Diese werden in einen Pegel umgerechnet und in gewohnter Darstellung angezeigt. Die nachstehende Grafik veranschaulicht die Funktionsweise des SKS10. Über das Zwischenstück (engl. *abutment*) wird das Hörsystem an einen Beschleunigungsmesser angeschlossen. Im Zusammenspiel mit einer Masse kann die Impedanz des menschlichen Schädels simuliert werden, sodass ein Beschleunigungsmesser die Frequenzantwortfunktionen erfasst, also die Beschleunigung und die Kraft (Interacoustics).

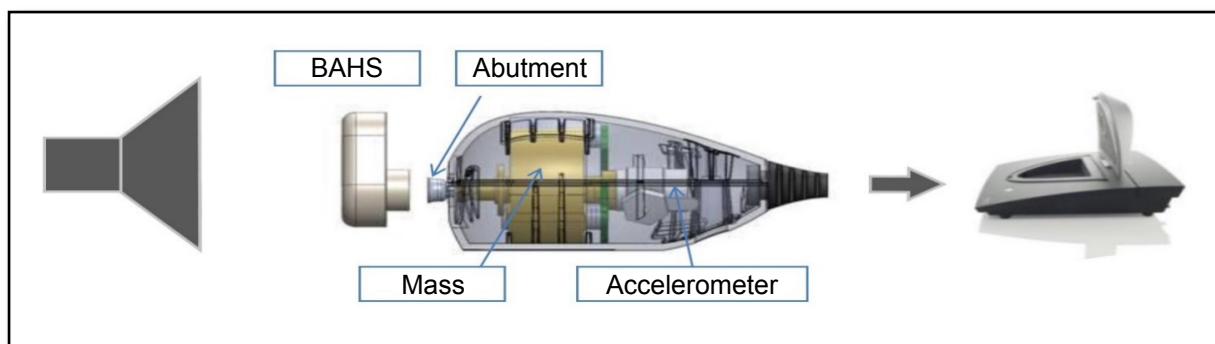


Abb. 11: Schematische Darstellung des Test-Set-ups des SKS10

## 4.1 Testdesign

Für die Durchführung wird auf verschiedenen Wegen nach geeigneten Probanden gesucht, die mit knochenverankerten Hörsystemen versorgt sind. Trotz intensiver Bemühungen fand sich lediglich eine geeignete Probandin. Diese ist monaural mit einem knochenverankerten Hörsystem versorgt. Ziel der Messung ist es, auf die Titanschraube den SKS10 anzukoppeln und kontralateral mit verschiedenen Wandlern Stimuli zu präsentieren und die Antwort über die Messeinheit abzunehmen. Um den SKS10 an die Schraube anzukoppeln, wurde ein Zwischenstück aufgesteckt, das für den Versuchsaufbau eigens konzipiert und entwickelt wurde. Dieses Zwischenstück wurde aus zwei weiblichen Adaptern gefertigt, die aus Ponto-Attrappen ausgebaut wurden. Die ausgebauten Adapter wurden über einen Gewindestift und zwei Muttern miteinander verbunden. Um eine gute Aufnahme durch den SKS10 gewährleisten zu können, wurde der Kuppler über einen Bügel am Kopf fixiert. Die folgende Grafik zeigt den schematischen Versuchsaufbau (ohne die Halterung des SKS10).

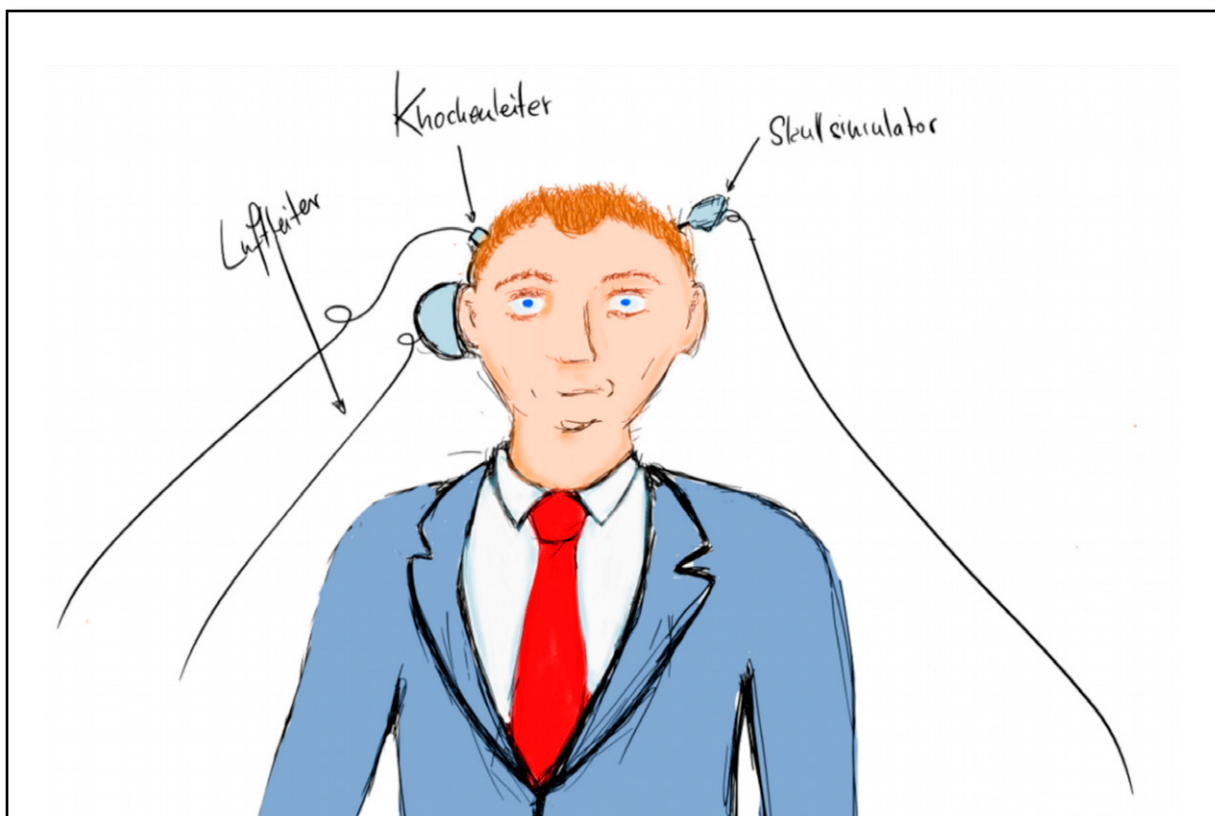


Abb. 12: Darstellung des objektiven Testdesigns

Zunächst wurden dem Probanden kontralateral über den TDH-39-Luftleitungshörer mehrere Stimuli präsentiert. Zu Beginn wurde ein weißes Rauschen in den Pegeln von 40 bis 100 dB in 10-dB-Schritten abgegeben. Im weiteren Verlauf wurde Schmalbandrauschen bei den Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz und 6 kHz in den gleichen Pegeln präsentiert. Anschließend wurden bei den gleichen Frequenzen und Pegeln reine Sinus-

töne dargeboten. Durch einen Schalleitungsanteil auf der kontralateralen Seite war es möglich, große Pegel darzubieten, ohne die Unbehaglichkeits- oder Schmerzschwelle des Probanden zu erreichen.

## 4.2 Auswertung

Bei der Durchführung wurde festgestellt, dass der Versuchsaufbau in ähnlicher Form bereits durchgeführt wurde (vgl. Håkansson et al., 1986). Gleichzeitig wurde die größte Schwachstelle des Testdesigns darin erkannt, dass der SKS10 versucht, den menschlichen Schädel akustisch nachzubilden (vgl. Interacoustics). Somit ermittelt man nicht nur die reine Übertragungsfunktion des menschlichen Schädels, sondern man beeinflusst das Ergebnis dahingehend, dass man einen „zweiten“ simulierten Schädel hinter den ersten hängt. Somit kann keine Aussage über den Frequenzgang des transmittierten Schalls getroffen werden. Folglich können keine Resonanzen und Antiresonanzen ermittelt werden. Vorstellbar wäre es, die akustischen Parameter, auf die der SKS10 kalibriert ist, in einen Pegel umzurechnen und vom gemessenen Transmissionspegel zu subtrahieren.

Obgleich die Übertragungsfunktion nicht auf eine Frequenzabhängigkeit hin überprüft werden kann, ist anhand der Messergebnisse feststellbar, dass der Schall linear durch den Schädel übertragen wurde. Anders formuliert, wurde der Transmissionspegel um 10 dB größer, sobald der Stimulationspegel um 10 dB angehoben wurde. Dieser Zusammenhang wird in der nachstehenden Grafik veranschaulicht. Sie zeigt die Transmissionspegel eines Sinustones bei 2 kHz für verschiedene Stimulationspegel. Die Schalldruckpegel, die kontralateral über den TDH 39 abgegeben wurden, betragen für die unterste (braune) Kurve 80 dB, die mittlere (grüne) Kurve 90 dB und die oberste (blaue) Kurve 100 dB. Hierfür wird die Annahme getroffen, dass der SKS10 gleichermaßen den Pegel linear überträgt und auswertet. Aus Gründen der Lesbarkeit wurde hier das Diagramm entsprechend zugeschnitten. Das Original ist im Anhang (vgl. Anhang 6) beigefügt.

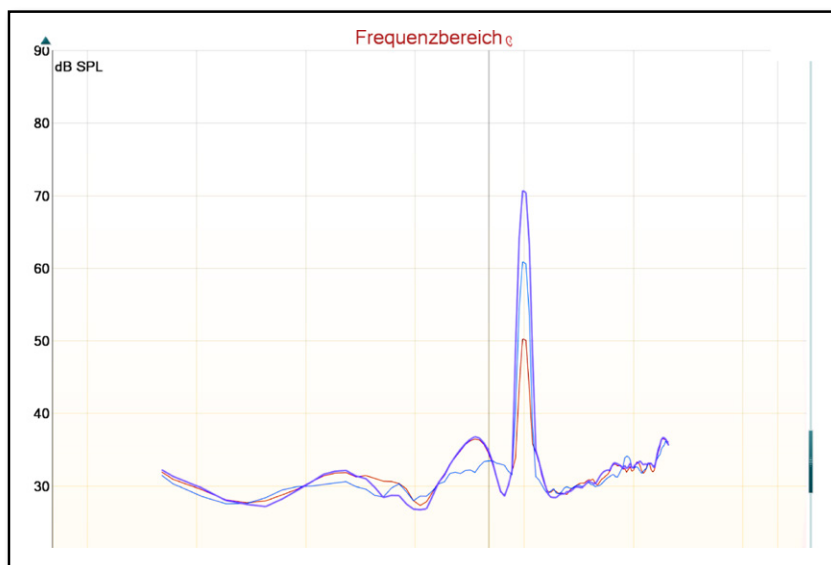


Abb. 13: Messergebnisse des objektiven Testdesigns bei 2 kHz (Sinus)

Es kann beobachtet werden, dass der Schall für die meisten Prüffrequenzen linear übertragen wurde. Insbesondere bei den niedrigeren Testfrequenzen ist dieses Verhalten auffallend. Hingegen sind bei den höheren Prüffrequenzen kaum Transmissionspegel ermittelbar. Hier liegen die Übertragungskurven eher ohne erkennbaren Grund über- und untereinander. Dieses Verhalten ist unabhängig vom verwendeten Stimulus festgestellt worden. Sichtbar wird dies in Abb. 14, da hier ein weißes Rauschen in den Pegeln von 40 bis 100 dB präsentiert wurde. Die vier oberen Messkurven zeigen die Pegel 70 dB, 80 dB, 90 dB und 100 dB. Bis zu einer Frequenz von etwa 3 kHz ist ein gutes Übertragungsverhalten durch den Schädel festzustellen. Im höherfrequenten Bereich hingegen liegen alle Kurven nahezu deckungsgleich übereinander.

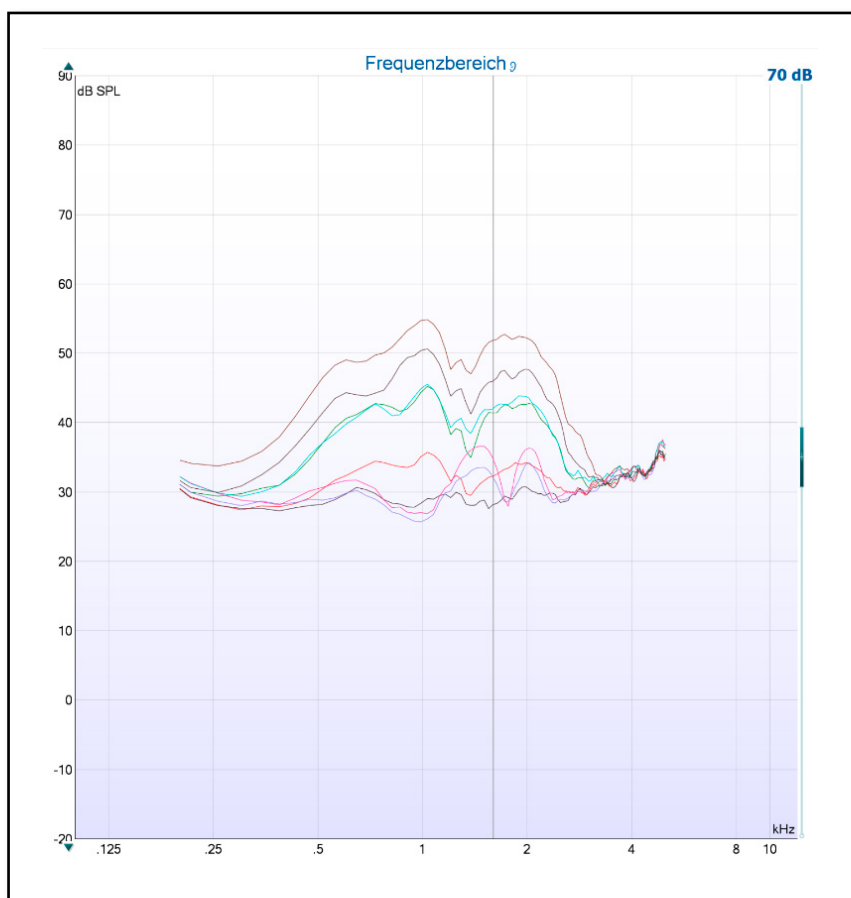


Abb. 14: Messergebnisse des objektiven Testdesigns (weißes Rauschen)

Gleichermaßen fällt auf, dass bei dem verwendeten Testdesign erst ab einem Stimulus von 70 dB klare Messaussagen erzielt werden. Unter diesem Stimulationspegel verlaufen die Messkurven ähnlich wie im Hochtonbereich eher deckungsgleich.

### 4.3 Diskussion und Fazit

Der durchgeführte Versuchsaufbau ist nicht geeignet, um den Frequenzverlauf von Schall durch den menschlichen Schädel zu ermitteln. Um die gesuchten Messgrößen ermitteln zu können, müsste das Testdesign abgeändert werden. Sinnvoll scheint es weiterhin, die



Beschleunigung über das *abutment* zu messen und somit zu klären, wie sich Schall im menschlichen Schädel verhält. Dazu sollte jedoch ein eigens kalibrierter Beschleunigungsmesser anstelle des SKS10 verwendet werden. Vorstellbar ist es, über das *abutment* und ein Knochenleitungshörgerät ein Audiogramm aufzunehmen. Damit untersucht man über eine subjektive Messung den Schallweg von der Titanschraube zur Cochlea, auf der das Überhören passiert. Somit könnte der transmittierte Pegel gemessen werden und mit der Hörschwelle, die über die Titanschraube aufgenommen wurde, verrechnet werden. Dies könnte gerade deshalb von Interesse sein, da der akustische Einfluss der Titanschraube und eines Adapters eher unbekannt ist.

Einige Hinweise auf den Einfluss der Titanschraube liefern die Ergebnisse von Håkansson und Carlsson. Sie ermittelten den Einfluss des im Warzenfortsatz implantierten *abutment*. Dazu wurden bei sieben Probanden sowohl die Punktimpedanz des „Titanschrauben-Schädel-Systems“ als auch die Punktimpedanz des mit Haut bedeckten Warzenfortsatzes gemessen. Sie kamen zu dem Entschluss, dass die Impedanz einer implantierten Titanschraube etwa 10 bis 30 dB größer ist als bei einem intakten Mastoid. Sie ziehen aus diesen Erkenntnissen den Rückschluss, dass bei der Stimulation über das Hautgewebe eine deutlich geringere Stimulationsgeschwindigkeit benötigt wird, um ein Hörempfinden zu erzeugen. Diesen Umstand führen sie auf den Einfluss des Weichgewebes und der Haut zurück (Håkansson et al., 1986).

Weiterhin wäre es denkbar, diese Messungen mit mehreren Wandlern durchzuführen. Somit wäre es möglich, die tatsächlichen Vor- und Nachteile der Wandler messtechnisch zu begründen und die Bauform der Wandler so zu optimieren, dass möglichst wenig Schall als Knochenschall aufgenommen und weitergeleitet wird. Wissenschaftliche Untersuchungen lieferten unter anderem das Know-how zur Konzeption des verbesserten Knochenleitungswandlers „Radioear B81“ (Department of Signals and Systems). Über den möglichen industriellen Nutzen hinaus sollte es ein Ziel sein, die Validität der Audiometrie weiter zu steigern und zu verbessern.

Die Beobachtung, dass sich der Transmissionspegel linear zum Stimulationspegel verhält, wurde bereits von wissenschaftlichen Arbeiten untersucht. Håkansson kam zu folgender Aussage: „Frequencies from 0.1 to 10 kHz and signal levels up to 77 dB HL at discrete frequencies were used. No indication of any significant nonlinear behavior was found with the three methods used.“ (Håkansson et al., 1996). Diese Erkenntnisse untermauern die Beobachtung, die durch das objektive Testdesign festgestellt worden war. Sie beschreiben dieses Verhalten jedoch deutlich genauer und aussagekräftiger als die Vermutung, die im Rahmen dieses Versuches aufgestellt wurde, denn die Übertragungskurve für kleinere Stimulationspegel (40-60 dB) war im Vergleich zu den höheren Pegeln eher schlecht auswertbar (vgl. Abb. 14).

Die Erkenntnis, dass Schall im menschlichen Schädel im Pegelanstieg linear übertragen wird, ist für die Vertäubung von besonderem Interesse. Hieraus können mögliche Folgen

abgeleitet werden, falls eine Vertäubung „zu spät“ begonnen wird. Für den Fall, dass eine Vertäubung bei einer Seitendifferenz von 50 dB eingeleitet würde und der Proband bei einem Pegel von 40 dB überhört, wurde die Vertäubung 10 dB „zu spät“ begonnen. Dies kann sich so auswirken, dass die Luftleitungsmessung „zu gut“ abgespeichert würde, da der Proband noch immer einen Prüftönen auf dem Gegenohr wahrnimmt, da die Intensität des Rauschens keine vollständige Verdeckung gewährleistete.

## 5. Ausblick

Die Thematik des Überhörens ist ein anspruchsvolles und komplexes Themengebiet. Diese Diplomarbeit liefert keine neuen Erkenntnisse zur gerichteten Schallfortleitung im menschlichen Schädel. Vielmehr war es das Ziel, einen Nutzen für die angewandte Audiometrie ableiten zu können. Aus diesem Grund war es naheliegend, ein subjektives Testdesign zu erarbeiten, das die Auswirkung der Schallausbreitung im Schädel sowie die psychoakustischen Phänomene beim Überhören aufzeigen kann. Sinnvoll erscheint es, einen neuen Diskurs zur effizienten und richtigen Vertäubung anzuregen. Jürgen Kießling beschreibt für das Überhören während der Knochenleitungsmessung: „... der ‚Überhörverlust‘ beträgt im Fall sehr guter Überleitungsbedingungen mindestens 0 dB.“ Weiter heißt es für das Überhören der Luftleitungsmessung: „... ‚Überhörverlust‘ beträgt im Fall sehr guter Überleitungsbedingungen mindestens 40 dB“ (Kießling, 2006). Dieser Ansatz stellt einen guten Richtwert für die angewandte Audiometrie dar, denn die intersubjektiven Unterschiede, die durch diese und weitere Untersuchungen festgestellt wurden, zeigen auf, dass es durchaus möglich ist, bei geringeren Pegeln zu überhören, als bisher angenommen. Im Falle einer „zu spät“ begonnenen Vertäubung kann hier nicht mehr sichergestellt werden, dass die ermittelten Hörkurven valide und richtig sind. Für diesen Diskurs ist es gleichermaßen wichtig, zu bedenken, welche Wandler zur Audiometrie verwendet werden. Hierzulande ist es eher unüblich, einen Einsteckhörer zu verwenden, obwohl dieser die geringste Auflagefläche hat und somit ein Überhören schwieriger wird.

Der angestrebte Diskurs zur Vertäubung in der Praxis sollte jedoch nicht nur auf die Vertäubung und Messung der Luftleitung beschränkt werden. Auch ist denkbar, dass es möglich ist, bei der Knochenleitungsmessung ab einer Seitendifferenz von 0 dB zu überhören. Aus diesem Grund ist es empfehlenswert, die Knochenleitung prophylaktisch zu vertäuben. Sicherlich hätte dies einen erhöhten Arbeitsaufwand zur Folge. Doch ein bestmöglicher Hörerfolg kann nur dann für unsere Kunden gewährleistet sein, wenn die Ausgangslage, also der Hörtest, auf richtigen Annahmen basiert. Darüber hinaus ist in verschiedenen Messanlagen ein Assistent implementiert, der dem Audiometristen anzeigt, ab welchem Überhörverlust eine Vertäubung sinnvoll ist. Aus Erfahrungswerten der Hersteller und bekannten Arbeitsweisen von Kollegen und Freunden wird dieser Assistent eher wenig genutzt. Messsysteme wie Aurical verwenden bereits frequenzabhängige Differenzwerte und machen ein Vertäuben denkbar einfach. Diese Funktion scheint jedoch vielen Kollegen unbekannt. Ziel sollte es hier sein, einen einheitlichen Standard festzulegen und in den Messanlagen zu integrieren. Anderenfalls wären die Auswirkungen so, wie bereits beschrieben, dass eine Vertäubung fehlschlägt oder „zu spät“ begonnen wird. Zusätzlich ist anzumerken, dass nur so eine Vergleichbarkeit zwischen Messungen, die unter Vertäubung aufgenommen wurden, hergestellt werden kann.

Weiterhin kann es auch bei der Sprachaudiometrie zum Überhören kommen. Hierbei werden ebenfalls ab einem gewissen Überhörverlust Sprachanteile auf dem Weg der Knochenleitung zur besser hörenden Cochlea übertragen. Auch für diesen Fall ist es interessant, zu wissen, welche Anteile der Sprache begünstigt übertragen werden. Ein optimiertes objektives Testdesign könnte hier ebenfalls einen Einblick auf das Überhören von Sprache geben. Nach Einschätzung der Diplomanden eignen sich objektive Testverfahren, um ein genaueres Abbild davon zu bekommen, wie Sprache durch den Schädel transmittiert wird. Hierfür könnte das oben beschriebene Testverfahren abgewandelt werden, sodass die Testlisten des Freiburger Sprachtests in verschiedenen Pegeln präsentiert werden. Parallel würde über die kontralateral implantierte Schraube die Bewegung abgenommen. Ziel dieser Messungen wäre es, die transkraniale Übertragung von Einsilbern und Mehrsilbern zu ermitteln. Für diesen Fall wäre es möglich, eventuelle Pegelunterschiede bei einem Vertäubungsrauschen mittels eines Offsets zu berücksichtigen. Auch könnten aus diesen Erkenntnissen aktuelle Überlegungen, eine CROS-Versorgung durch Knochenleitungshörsysteme zu realisieren, vorangetrieben werden.

Um diese Thematiken vollumfänglich zu erschließen, ist es nötig, weitere Untersuchungen zu unternehmen. Gleichmaßen sollten die hier angestregten subjektiven Messungen durch einen größeren Probandenkreis fortgesetzt werden. Zusätzlich sollte die Auswertung mithilfe einschlägiger Signifikanztests durchgeführt werden, um die Aussagekraft der Stichprobenergebnisse zu untersuchen.

## 6. Anhang

### Anhang 1: Pegelhäufigkeitsverteilung des subjektiven Testdesigns

<i>Wertelabel</i>	<i>Wert</i>	<i>Häufigkeit</i>	<i>Prozent</i>	<i>Gültige Prozente</i>	<i>Kumulierte Prozente</i>
	47	18	10,00	10,00	10,00
	48	12	6,67	6,67	16,67
	49	12	6,67	6,67	23,33
	44	11	6,11	6,11	29,44
	54	10	5,56	5,56	35,00
	43	9	5,00	5,00	40,00
	51	9	5,00	5,00	45,00
	52	8	4,44	4,44	49,44
	41	7	3,89	3,89	53,33
	42	7	3,89	3,89	57,22
	46	7	3,89	3,89	61,11
	50	7	3,89	3,89	65,00
	37	6	3,33	3,33	68,33
	45	6	3,33	3,33	71,67
	56	6	3,33	3,33	75,00
	57	6	3,33	3,33	78,33
	36	5	2,78	2,78	81,11
	38	5	2,78	2,78	83,89
	53	5	2,78	2,78	86,67
	39	4	2,22	2,22	88,89
	40	4	2,22	2,22	91,11
	58	4	2,22	2,22	93,33
	34	3	1,67	1,67	95,00
	55	3	1,67	1,67	96,67
	33	2	1,11	1,11	97,78
	60	2	1,11	1,11	98,89
	35	1	,56	,56	99,44
	61	1	,56	,56	100,00
<i>Gesamt</i>		180	100,0	100,0	

## Anhang 2: Messergebnisse des subjektiven Testdesigns (Test)

	0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz	Geschlecht
Überhör-wert in dB	47	58	52	48	47	56	M
	45	47	49	45	37	42	M
	60	61	55	48	40	49	M
	47	50	50	44	48	47	M
	57	54	57	52	52	55	M
	44	47	51	50	49	54	M
	56	41	44	48	48	47	W
	41	42	36	36	41	38	W
	42	49	47	38	43	43	W
	51	48	49	57	47	50	W
	46	42	46	47	47	39	W
	51	48	40	48	39	38	W
	57	56	51	49	49	47	W
	48	51	56	47	37	40	W
	36	44	41	44	39	36	W

## Anhang 3: Messergebnisse des subjektiven Testdesigns (Retest)

	0,5 kHz	1 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz	Geschlecht
Überhör-wert in dB	46	51	60	51	41	48	M
	49	54	47	44	35	43	M
	54	56	52	57	44	44	M
	43	54	50	46	43	42	M
	57	54	58	52	48	54	M
	43	54	55	53	49	53	M
	48	45	43	51	43	44	W
	46	52	37	34	34	33	W
	45	47	43	36	42	42	W
	56	52	54	47	54	53	W
	45	49	47	44	47	41	W
	49	51	41	46	39	43	W
	58	58	50	52	53	45	W
	44	49	50	53	41	37	W
	33	46	40	38	37	37	W

### Anhang 4: Messergebnisse (subjektives Testdesign) der Probanden 1-15

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	-4	2	-5	-6	-3		-4	HL Luftleitung	-3	-1	-10	-7
HL Knochenleitung	-7	-1	-8	-10	-10	-10	HL Knochenleitung	-4	-4	-10	-9	-10	-10
Rauschhörschwelle LL	4	-1	-6	-9	-6	-4	Rauschhörschwelle LL	-3	-1	-10	-10	-9	-9
Rauschhörschwelle KL	-7	-3	-8	-10	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-6	-6	-10	-10	-10	-10
Startpegel Rauschen	6	12	5	4	7	6	Startpegelrauschen	7	9	0	3	4	7
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	66	61	54	58	63	61	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	62	62	52	63	58	63
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	9	17	10	8	11	7	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	11	14	6	8	8	13
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>57</b>	<b>44</b>	<b>44</b>	<b>50</b>	<b>52</b>	<b>54</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>51</b>	<b>48</b>	<b>46</b>	<b>55</b>	<b>50</b>	<b>50</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>7</b>	<b>6</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>0</b>	<b>2</b>	<b>4</b>	<b>7</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>56</b>	<b>41</b>	<b>44</b>	<b>48</b>	<b>48</b>	<b>47</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>48</b>	<b>45</b>	<b>43</b>	<b>51</b>	<b>43</b>	<b>44</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	4	0	-9	0	4		1	HL Luftleitung	-3	-8	-4	0
HL Knochenleitung	-7	-7	-9	-7	-8	-10	HL Knochenleitung	-7	-9	-9	-7	-7	-10
Rauschhörschwelle LL	-1	-7	-9	7	4	-3	Rauschhörschwelle LL	-7	-9	-10	-10	-6	-10
Rauschhörschwelle KL	-7	-7	-9	-8	-8	-10	Rauschhörschwelle KL	-7	-9	-4	-10	-10	-10
Startpegel Rauschen	14	10	1	10	14	11	Startpegelrauschen	7	2	6	10	7	1
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	68	70	62	65	73	72	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	67	63	69	68	65	63
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	17	11	5	10	22	15	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	10	5	9	10	12	4
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>51</b>	<b>59</b>	<b>57</b>	<b>55</b>	<b>51</b>	<b>57</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>57</b>	<b>58</b>	<b>60</b>	<b>58</b>	<b>53</b>	<b>59</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>11</b>	<b>7</b>	<b>0</b>	<b>7</b>	<b>12</b>	<b>11</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>5</b>	<b>7</b>	<b>4</b>	<b>1</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>47</b>	<b>58</b>	<b>52</b>	<b>48</b>	<b>47</b>	<b>56</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>46</b>	<b>51</b>	<b>60</b>	<b>51</b>	<b>41</b>	<b>48</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	5	2	4	4	8		5	HL Luftleitung	-4	-4	-3	-1
HL Knochenleitung	2	2	-3	-5	-8	-5	HL Knochenleitung	-1	-1	-5	-5	-3	-8
Rauschhörschwelle LL	0	0	3	3	5	4	Rauschhörschwelle LL	-5	-4	-5	-4	-1	-3
Rauschhörschwelle KL	-1	0	-2	-5	-8	-5	Rauschhörschwelle KL	-1	-1	-5	-6	-4	-10
Startpegel Rauschen	15	12	14	14	18	15	Startpegelrauschen	6	6	7	9	17	11
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	69	71	70	69	69	67	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	66	67	69	69	72	74
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	21	21	19	20	22	16	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	14	13	15	16	21	21
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>48</b>	<b>50</b>	<b>51</b>	<b>49</b>	<b>47</b>	<b>51</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>52</b>	<b>54</b>	<b>54</b>	<b>53</b>	<b>51</b>	<b>53</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>0</b>	<b>7</b>	<b>9</b>	<b>16</b>	<b>10</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>4</b>	<b>10</b>	<b>9</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>45</b>	<b>47</b>	<b>49</b>	<b>45</b>	<b>37</b>	<b>42</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>49</b>	<b>54</b>	<b>47</b>	<b>44</b>	<b>35</b>	<b>43</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	2	2	4	2	2		1	HL Luftleitung	2	4	5	3
HL Knochenleitung	2	2	-3	-7	-10	-10	HL Knochenleitung	-1	-1	-5	-4	-3	-8
Rauschhörschwelle LL	0	0	3	0	0	-1	Rauschhörschwelle LL	1	1	3	0	0	-3
Rauschhörschwelle KL	-1	0	-2	-9	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-1	-1	-5	-6	-4	-10
Startpegel Rauschen	12	12	14	12	12	11	Startpegelrauschen	12	14	15	13	12	10
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	59	64	63	60	58	58	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	64	63	57	58	58	54
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	15	17	17	17	12	12	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	18	11	13	15	12	10
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>44</b>	<b>47</b>	<b>46</b>	<b>43</b>	<b>46</b>	<b>46</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>46</b>	<b>52</b>	<b>44</b>	<b>43</b>	<b>46</b>	<b>44</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>7</b>	<b>9</b>	<b>12</b>	<b>11</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>5</b>	<b>10</b>	<b>7</b>	<b>5</b>	<b>8</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>41</b>	<b>42</b>	<b>36</b>	<b>36</b>	<b>41</b>	<b>38</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>46</b>	<b>52</b>	<b>37</b>	<b>34</b>	<b>34</b>	<b>33</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	-6	-4	-8	-4	-7		-7	HL Luftleitung	-5	-8	-5	-5
HL Knochenleitung	-9	-8	-10	-9	-8	-10	HL Knochenleitung	-9	-8	-9	-10	-9	-10
Rauschhörschwelle LL	-6	-8	-8	-9	-8	-7	Rauschhörschwelle LL	-5	-8	-9	-10	-8	-10
Rauschhörschwelle KL	-10	-10	-10	-10	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-10	-10	-10	-10	-10	-10
Startpegel Rauschen	4	6	2	6	3	3	Startpegelrauschen	5	2	5	5	3	2
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	61	66	65	59	60	57	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	66	62	58	56	55	55
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	15	17	14	16	15	12	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	18	11	13	15	12	10
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>46</b>	<b>49</b>	<b>51</b>	<b>43</b>	<b>45</b>	<b>45</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>48</b>	<b>51</b>	<b>45</b>	<b>41</b>	<b>43</b>	<b>45</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>2</b>	<b>5</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>4</b>	<b>0</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>2</b>	<b>2</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>42</b>	<b>49</b>	<b>47</b>	<b>38</b>	<b>43</b>	<b>43</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>45</b>	<b>47</b>	<b>43</b>	<b>36</b>	<b>42</b>	<b>42</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	-2	-1	-4	-3	-6		5	HL Luftleitung	0	1	-6	-5
HL Knochenleitung	-4	-3	-5	-5	-7	2	HL Knochenleitung	-4	-3	-5	-5	-7	2
Rauschhörschwelle LL	-2	-3	-4	-6	-6	2	Rauschhörschwelle LL	-3	-5	-6	-8	-9	-7
Rauschhörschwelle KL	-6	-5	-7	-8	-9	-2	Rauschhörschwelle KL	-6	-6	-7	-8	-9	-2
Startpegel Rauschen	8	9	6	7	4	15	Startpegelrauschen	10	11	4	5	8	11
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	67	63	60	64	58	68	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	70	65	61	55	63	67
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	12	11	10	7	6	17	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	12	11	6	6	8	11
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>55</b>	<b>52</b>	<b>50</b>	<b>57</b>	<b>52</b>	<b>51</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>58</b>	<b>54</b>	<b>55</b>	<b>49</b>	<b>55</b>	<b>56</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>5</b>	<b>1</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>51</b>	<b>48</b>	<b>49</b>	<b>57</b>	<b>47</b>	<b>50</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>56</b>	<b>52</b>	<b>54</b>	<b>47</b>	<b>54</b>	<b>53</b>



Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	-7	-8	-6	-2	-8		-8	HL Luftleitung	1	-1	-4	-4
HL Knochenleitung	-7	-8	-9	-8	-8	-10	HL Knochenleitung	-2	-9	-10	-6	-9	-9
Rauschhörschwelle LL	-7	-8	-7	-4	-9	-8	Rauschhörschwelle LL	-1	-4	-6	-4	-7	0
Rauschhörschwelle KL	-10	-8	-9	-10	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-5	-8	-9	-10	-10	-10
Startpegel Rauschen	3	2	4	8	2	2	Startpegelrauschen	11	9	6	6	3	11
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	56	58	58	60	56	54	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	58	60	57	58	55	55
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	7	8	6	11	7	5	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	13	11	7	8	8	12
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>49</b>	<b>50</b>	<b>52</b>	<b>49</b>	<b>49</b>	<b>49</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>45</b>	<b>49</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>47</b>	<b>43</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>3</b>	<b>6</b>	<b>0</b>	<b>2</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>8</b>	<b>6</b>	<b>2</b>	<b>2</b>	<b>10</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>46</b>	<b>42</b>	<b>46</b>	<b>47</b>	<b>47</b>	<b>39</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>45</b>	<b>49</b>	<b>47</b>	<b>44</b>	<b>47</b>	<b>41</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	0	-2	-3	1	4		-6	HL Luftleitung	-2	-7	-3	-7
HL Knochenleitung	-5	-6	-6	0	-5	-10	HL Knochenleitung	-5	-8	-8	-9	-10	-10
Rauschhörschwelle LL	-2	-4	-6	0	0	-6	Rauschhörschwelle LL	-3	-8	-6	-9	-5	-4
Rauschhörschwelle KL	-10	-7	-6	0	-7	-10	Rauschhörschwelle KL	-8	-8	-8	-9	-10	-10
Startpegel Rauschen	10	8	7	11	14	4	Startpegelrauschen	8	3	7	3	8	8
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	76	71	68	65	65	63	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	70	65	66	64	65	59
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	13	9	8	15	17	6	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	11	5	11	6	12	11
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>63</b>	<b>62</b>	<b>60</b>	<b>50</b>	<b>48</b>	<b>57</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>59</b>	<b>60</b>	<b>55</b>	<b>58</b>	<b>53</b>	<b>48</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>5</b>	<b>4</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>9</b>	<b>4</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>5</b>	<b>2</b>	<b>8</b>	<b>8</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>60</b>	<b>61</b>	<b>55</b>	<b>48</b>	<b>40</b>	<b>49</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>54</b>	<b>56</b>	<b>52</b>	<b>57</b>	<b>44</b>	<b>44</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	-2	-2	2	2	1		2	HL Luftleitung	1	-3	9	1
HL Knochenleitung	-4	-5	-6	-2	-7	-2	HL Knochenleitung	-3	-7	-3	-3	-4	-3
Rauschhörschwelle LL	-4	-5	-6	2	0	0	Rauschhörschwelle LL	-2	-7	-2	-3	-3	0
Rauschhörschwelle KL	-5	-5	-6	-2	-7	-3	Rauschhörschwelle KL	-3	-7	-3	-6	-6	-4
Startpegel Rauschen	8	8	12	12	11	12	Startpegelrauschen	11	7	19	11	12	14
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	65	64	65	65	59	65	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	64	66	69	66	63	65
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	10	12	13	13	14	20	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	13	12	20	16	16	18
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>55</b>	<b>52</b>	<b>52</b>	<b>52</b>	<b>45</b>	<b>45</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>51</b>	<b>54</b>	<b>49</b>	<b>50</b>	<b>47</b>	<b>47</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>8</b>	<b>4</b>	<b>8</b>	<b>4</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>12</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>51</b>	<b>48</b>	<b>40</b>	<b>48</b>	<b>39</b>	<b>38</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>49</b>	<b>51</b>	<b>41</b>	<b>46</b>	<b>39</b>	<b>43</b>

Rechts kHz							Links kHz						
	0,5	1	2	3	4	6		0,5	1	2	3	4	6
HL Luftleitung	-1	-5	-6	-4	-5	3	HL Luftleitung	-2	-4	-2	-5	-6	-7
HL Knochenleitung	-3	-5	-6	-8	-9	-10	HL Knochenleitung	-2	-4	-5	-8	-9	-10
Rauschhörschwelle LL	-1	-4	-6	-8	-7	-4	Rauschhörschwelle LL	-2	-8	-8	-8	-6	-7
Rauschhörschwelle KL	-10	-10	-10	-10	-10	-10	Rauschhörschwelle KL						
Startpegel Rauschen Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	9	5	4	6	5	13	Startpegelrauschen Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	8	6	8	5	4	3
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	12	11	10	11	8	13	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	10	9	12	7	8	7
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>57</b>	<b>56</b>	<b>54</b>	<b>52</b>	<b>52</b>	<b>50</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>60</b>	<b>58</b>	<b>50</b>	<b>56</b>	<b>57</b>	<b>58</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>2</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>13</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>3</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>57</b>	<b>56</b>	<b>51</b>	<b>49</b>	<b>49</b>	<b>47</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>58</b>	<b>58</b>	<b>50</b>	<b>52</b>	<b>53</b>	<b>45</b>

Rechts kHz							Links kHz						
	0,5	1	2	3	4	6		0,5	1	2	3	4	6
HL Luftleitung	1	-3	-6	-4	0	5	HL Luftleitung	5	-4	-6	-3	5	-3
HL Knochenleitung	-4	-9	-9	-6	-10	-10	HL Knochenleitung	1	-9	-8	-8	-9	-9
Rauschhörschwelle LL	-1	-8	-9	-4	0	-2	Rauschhörschwelle LL	2	-8	-8	-7	1	-4
Rauschhörschwelle KL	-8	-10	-9	-8	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-4	-10	-8	-8	-10	-10
Startpegel Rauschen	11	7	4	6	10	15	Startpegelrauschen	15	6	4	7	15	7
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	70	68	66	63	67	66	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	68	64	62	64	67	61
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	18	12	8	11	16	20	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	19	9	9	9	16	9
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>52</b>	<b>56</b>	<b>58</b>	<b>52</b>	<b>51</b>	<b>46</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>49</b>	<b>55</b>	<b>53</b>	<b>55</b>	<b>51</b>	<b>52</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>10</b>	<b>15</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>2</b>	<b>5</b>	<b>14</b>	<b>6</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>48</b>	<b>51</b>	<b>56</b>	<b>47</b>	<b>37</b>	<b>40</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>44</b>	<b>49</b>	<b>50</b>	<b>53</b>	<b>41</b>	<b>37</b>

Rechts kHz							Links kHz						
	0,5	1	2	3	4	6		0,5	1	2	3	4	6
HL Luftleitung	11	-5	2	3	5	-2	HL Luftleitung	3	5	10	3	1	1
HL Knochenleitung	-4	-5	-1	-4	-10	-10	HL Knochenleitung	-5	-1	0	-2	-5	-10
Rauschhörschwelle LL	0	-5	-1	1	3	-2	Rauschhörschwelle LL	2	-4	2	0	-2	-2
Rauschhörschwelle KL	-7	-5	-1	-8	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-5	-1	0	-5	-8	-10
Startpegel Rauschen	21	5	12	13	15	8	Startpegelrauschen	13	15	20	13	11	11
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	56	59	64	62	60	56	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	62	58	58	58	61	56
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	12	9	13	13	15	9	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	14	12	15	13	9	11
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>44</b>	<b>50</b>	<b>51</b>	<b>49</b>	<b>45</b>	<b>47</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>48</b>	<b>46</b>	<b>43</b>	<b>45</b>	<b>52</b>	<b>45</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>15</b>	<b>0</b>	<b>3</b>	<b>7</b>	<b>15</b>	<b>8</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>8</b>	<b>6</b>	<b>10</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>11</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>36</b>	<b>44</b>	<b>41</b>	<b>44</b>	<b>39</b>	<b>36</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>33</b>	<b>46</b>	<b>40</b>	<b>38</b>	<b>37</b>	<b>37</b>

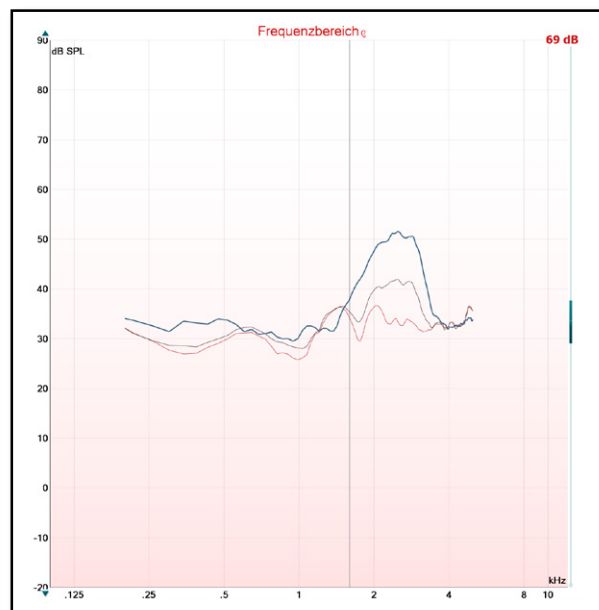
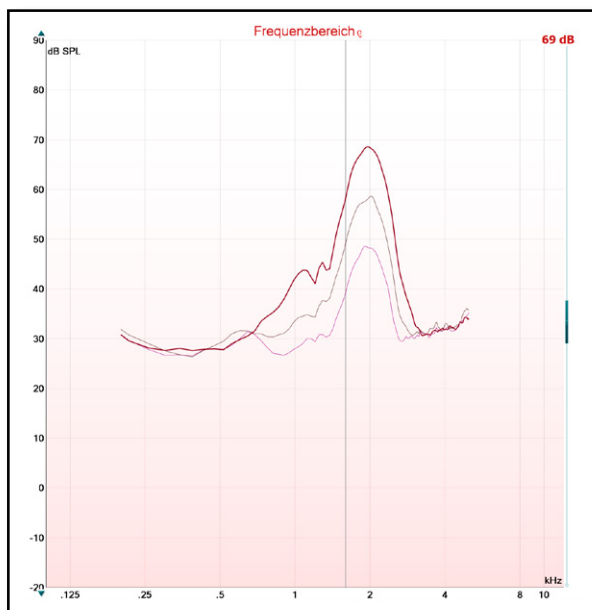
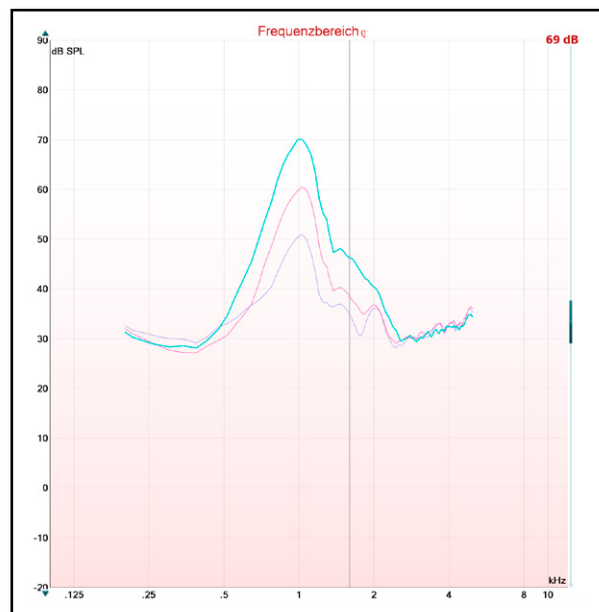
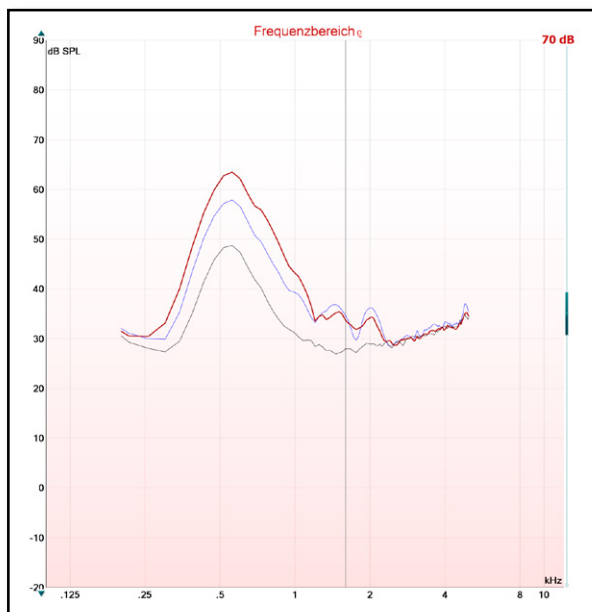
Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	4	-5	0	-2	-2		-3	HL Luftleitung	2	0	-4	-2
HL Knochenleitung	-4	-5	-4	-7	-9	-10	HL Knochenleitung	-7	-6	-4	-7	-5	-10
Rauschhörschwelle LL	0	-2	-4	-7	-7	-8	Rauschhörschwelle LL	2	-2	-4	-3	-3	-4
Rauschhörschwelle KL	-6	-5	-4	-8	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-7	-6	-5	-7	-7	-10
Startpegel Rauschen	14	5	10	8	8	7	Startpegelrauschen	12	10	6	8	7	6
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	72	66	61	64	65	62	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	65	64	62	62	59	59
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	16	10	11	15	15	9	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	14	10	8	11	9	10
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>56</b>	<b>56</b>	<b>50</b>	<b>49</b>	<b>50</b>	<b>53</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>51</b>	<b>54</b>	<b>54</b>	<b>51</b>	<b>50</b>	<b>49</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>8</b>	<b>0</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>7</b>	<b>7</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>9</b>	<b>6</b>	<b>0</b>	<b>5</b>	<b>2</b>	<b>6</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>47</b>	<b>50</b>	<b>50</b>	<b>44</b>	<b>48</b>	<b>47</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>43</b>	<b>54</b>	<b>50</b>	<b>46</b>	<b>43</b>	<b>42</b>

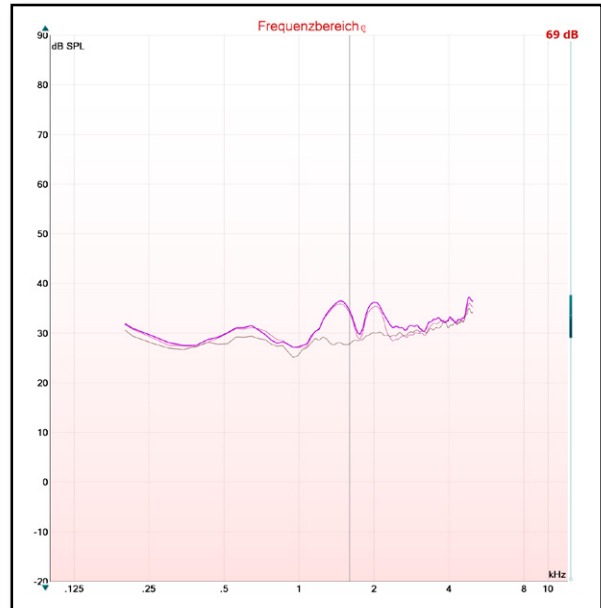
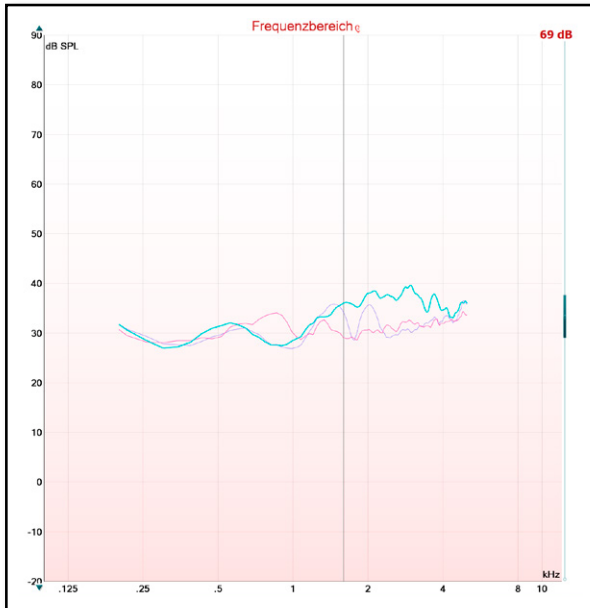
Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	-5	-6	0	-4	-3		-2	HL Luftleitung	-6	-5	9	-3
HL Knochenleitung	-6	-6	-1	-4	-2	-1	HL Knochenleitung	-7	-6	8	-2	-3	-4
Rauschhörschwelle LL	-5	-6	-1	-4	-2	-1	Rauschhörschwelle LL	-6	-6	3	-3	-6	-4
Rauschhörschwelle KL	-6	-7	-3	-5	-3	-3	Rauschhörschwelle KL	-7	-6	7	-5	-4	-5
Startpegel Rauschen	5	4	10	6	7	8	Startpegelrauschen	4	5	19	7	6	6
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	64	62	71	61	65	62	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	63	63	71	59	57	62
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	6	7	13	8	12	7	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	5	9	12	7	8	7
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>58</b>	<b>55</b>	<b>58</b>	<b>53</b>	<b>53</b>	<b>55</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>58</b>	<b>54</b>	<b>59</b>	<b>52</b>	<b>49</b>	<b>55</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>0</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>57</b>	<b>54</b>	<b>57</b>	<b>52</b>	<b>52</b>	<b>55</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>57</b>	<b>54</b>	<b>58</b>	<b>52</b>	<b>48</b>	<b>54</b>

Rechts kHz	0,5	1	2	3	4	6	Links kHz	0,5	1	2	3	4	6
	HL Luftleitung	5	-7	-1	-3	0		-7	HL Luftleitung	0	0	-5	-1
HL Knochenleitung	-2	-7	-2	-6	-10	-10	HL Knochenleitung	-6	-6	-9	-2	-8	-6
Rauschhörschwelle LL	-2	-7	-4	-6	-3	-9	Rauschhörschwelle LL	-6	-6	-6	-8	-7	-10
Rauschhörschwelle KL	-3	-8	-4	-9	-10	-10	Rauschhörschwelle KL	-6	-6	-9	-8	-10	-10
Startpegel Rauschen	15	3	9	7	10	3	Startpegelrauschen	10	10	5	9	5	4
Contralateral rechts Ton links Rauschen 10dB SL	67	59	64	59	57	56	Contralateral links Ton rechts Rauschen 10dB SL	60	61	60	61	64	56
Ipsilateral rechts Ton rechts Rauschen 10dB SL	17	6	9	8	5	2	Ipsilateral links Ton links Rauschen 10dB SL	10	7	4	5	5	0
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>50</b>	<b>53</b>	<b>55</b>	<b>51</b>	<b>52</b>	<b>54</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral</b>	<b>50</b>	<b>54</b>	<b>56</b>	<b>56</b>	<b>59</b>	<b>56</b>
<b>SL-Anteil</b>	<b>7</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>10</b>	<b>3</b>	<b>SL-Anteil</b>	<b>6</b>	<b>6</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>0</b>
<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>44</b>	<b>47</b>	<b>51</b>	<b>50</b>	<b>49</b>	<b>54</b>	<b>Differenz Ipsi- und Contralateral (SL Anteil berücksichtigt)</b>	<b>43</b>	<b>54</b>	<b>55</b>	<b>53</b>	<b>49</b>	<b>53</b>

## Anhang 5: Messergebnisse des objektiven Testdesigns (Schmalbandrauschen)

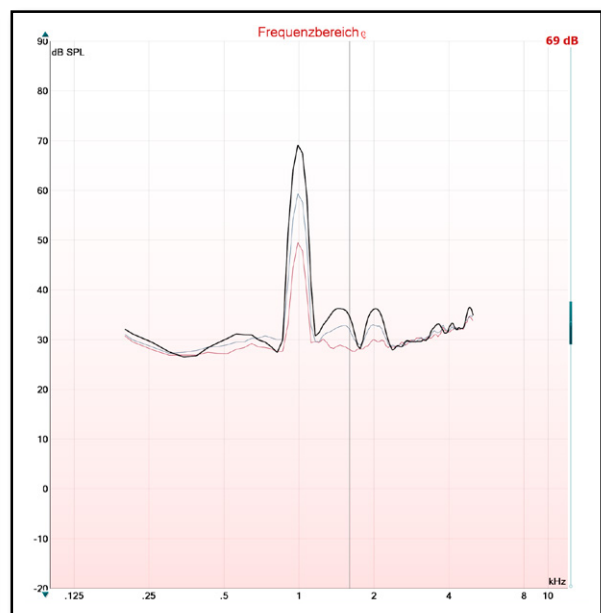
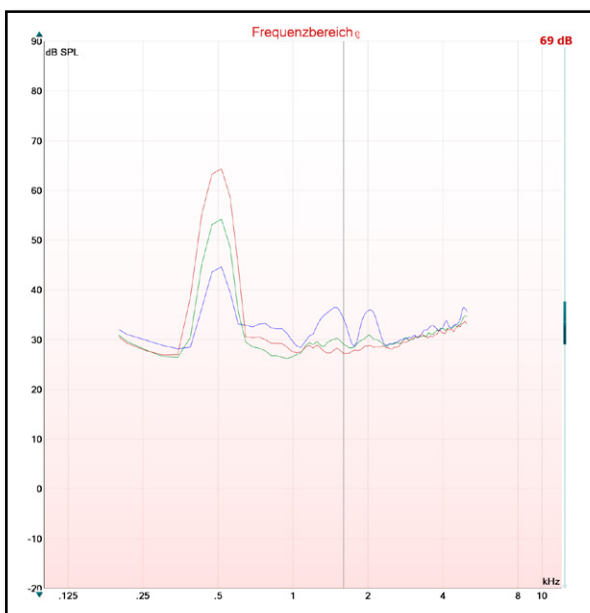
Die nachstehenden Abbildungen beschreiben die transmittierten Schallpegel eines Schmalbandrauschens, das über den TDH 39 präsentiert wurde. Dargestellt sind von links oben nach rechts unten die Prüffrequenzen 0,5 kHz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz und 6 kHz. Die verwendeten Stimulationspegel, die kontralateral dargeboten wurden, sind jeweils für die unterste Kurve 70 dB, für die mittlere 80 dB und für die oberste 90 dB.

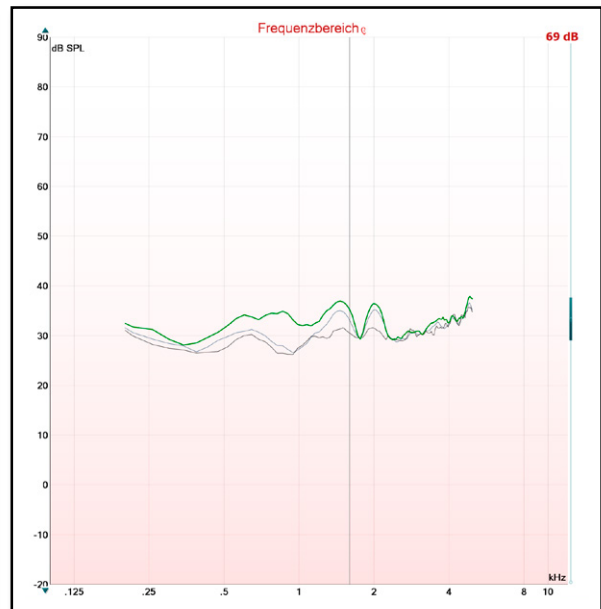
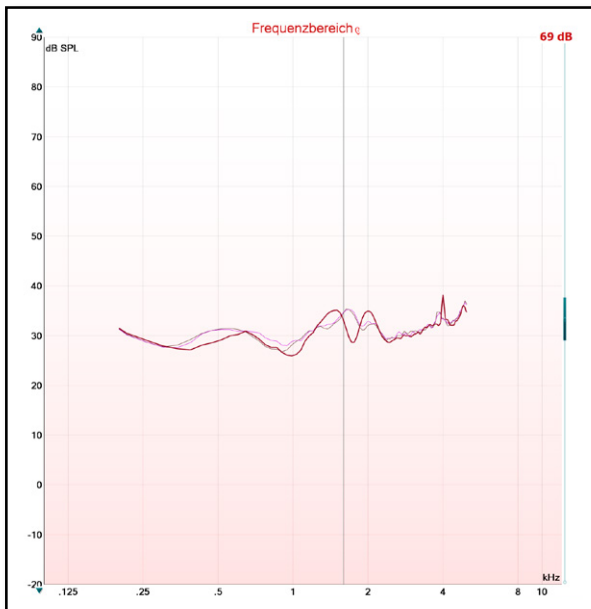
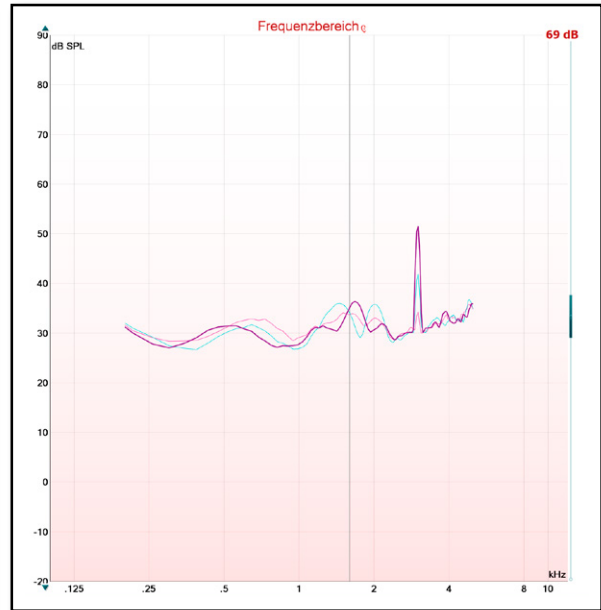
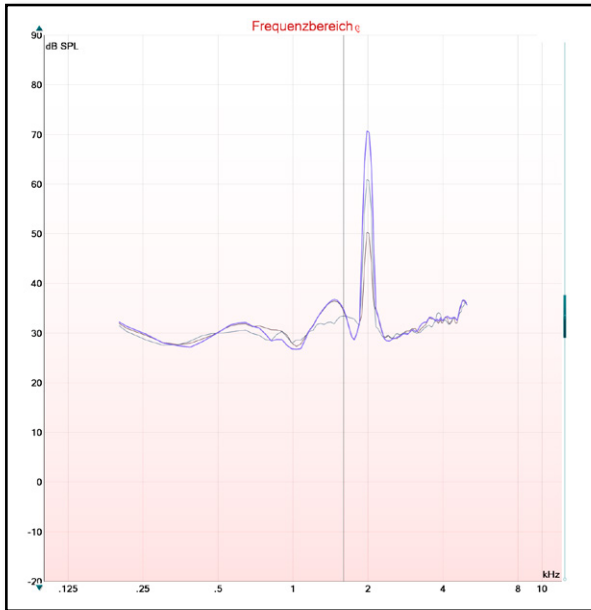




## Anhang 6: Messergebnisse des objektiven Testdesigns (Sinus)

Die Abbildungen in Anhang 6 zeigen den gleichen Messvorgang, wie in Anhang 5 beschrieben, mit dem Unterschied, dass hier reine Sinustöne präsentiert wurden.





## 7. Verzeichnisse

### 7.1 Abkürzungsverzeichnis

etc.	et cetera
f	folgende
ff	fortfolgende
d. h.	das heißt
u. a.	unter anderem
vgl.	vergleiche
z. B.	zum Beispiel
FMS	Feder-Masse-System
ÄHSZ	äußere Haarsinneszellen
IHSZ	innere Haarsinneszellen
SBR	Schmalbandrauschen
dB	Dezibel
HL	hearing level
SL	sensation level
SPL	sound pressure level
männl.	männlich
weibl.	weiblich
KL	Knochenleitung

## 7.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Control-Panel von Otometrics	14
Abb. 2: Darstellung des subjektiven Testdesigns – Schritt 3	15
Abb. 3: Schematische Darstellung des subjektiven Messvorgangs	16
Abb. 4: Transkranielle Übertragungsfunktion im Mittelwert aller Probanden	18
Abb. 5: Kastendiagramm – Messwerte des subjektiven Testdesigns (gesamt)	19
Abb. 6: Übertragungsfunktionen (Test und Retest) des Probanden Nummer 5	20
Abb. 7: Boxplot-Diagramm der Übertragungsfunktion Männer und Frauen (gesamt)	22
Abb. 8: Messergebnis des subjektiven Testdesigns (Vergleich männlich zu weiblich)	23
Abb. 9: Häufigkeitsverteilung aller Messergebnisse	25
Abb. 10: Abbildung der frequenzabhängigen Transmission nach Stenfelt	27
Abb. 11: Schematische Darstellung des Test-Set-ups des SKS10	32
Abb. 12: Darstellung des objektiven Testdesigns	33
Abb. 13: Messergebnisse des objektiven Testdesigns bei 2 kHz (Sinus)	34
Abb. 14: Messergebnisse des objektiven Testdesigns (weißes Rauschen)	35



### 7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick über die Messergebnisse	18
Tabelle 2: Überblick der Interquartilsabstände, subjektives Testdesign	20
Tabelle 3: Differenzen zwischen Test und Retest als Betrag	21
Tabelle 4: Häufigkeitsverteilung der Testergebnisse	24
Tabelle 5: Überhörpegel aller Probanden im Median	30

## 7.4 Literaturverzeichnis

- afh - Akademie für Hörakustik: Die Vertäubung bei der Sprachaudiometrie. Online verfügbar unter <https://www.afh-luebeck.de/index.php/schriftenreihe-dl.html>.
- aha - Akademie für Hörakustik: Information für die tägliche Praxis. Die Vertäubung bei der Tonaudiometrie.
- Astrid Högemann: Hörbahn. Online verfügbar unter <https://flexikon.doccheck.com/de/Hörbahn>, zuletzt geprüft am 03.12.2018.
- Boer, E.; Connor, W. K.; Davis, H.; Eggermont, J. J.; Galambos, R.; Geisler, C. D. et al. (1976): Auditory system: Clinical and special topics. Berlin, Heidelberg: Springer (Handbook of Sensory Physiology, 5 / 3).
- Brandt, Anders; Carlsson, Peder; Håkansson, Bo; Tjellström, Anders (1988): Resonance frequencies of the human skull in vivo. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 84 (S1), S144-S144. DOI: 10.1121/1.2025841.
- Department of Signals and Systems: A new audiometric bone vibrator. Online verfügbar unter <https://www.ortofon.com/media/15445/20131215-a-new-audiometric-bone-vibrator-radioear-b81-for-more-accurate-hearing-diagnostics.pdf>, zuletzt geprüft am 24.06.2018.
- Håkansson, Bo; Carlsson, Peder; Brandt, Anders; Stenfelt, Stefan (1996): Linearity of sound transmission through the human skull in vivo. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 99. DOI: 10.1121/1.415411.
- Håkansson, Bo; Carlsson, Peder; Tjellström, Anders (1986): The mechanical point impedance of the human head, with and without skin penetration. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 80 (4), S. 1065–1075. DOI: 10.1121/1.393848.
- Interacoustics: What is SKS10? 2013.
- Kießling, Jürgen (2006): Fehlerquellen in der Audiometrie – Grundlagen und Abhilfe. Online verfügbar unter [http://p9348.typo3server.info/fileadmin/downloads/pa\\_6\\_12\\_2006/pa6\\_12\\_2006\\_Fehlerquellen\\_in\\_der\\_audiometrie.pdf](http://p9348.typo3server.info/fileadmin/downloads/pa_6_12_2006/pa6_12_2006_Fehlerquellen_in_der_audiometrie.pdf).
- Kompis, Martin; Caversaccio, Marco-Demenico (Hgg.) (2011): Implantable bone conduction hearing aids. Basel: Karger (Advances in oto-rhino-laryngology, Vol. 71). Online verfügbar unter [http://content.karger.com/Produkte\\_DB/produkte.asp?Aktion=show\\_products&searchWhat=books&ProduktNr=254826](http://content.karger.com/Produkte_DB/produkte.asp?Aktion=show_products&searchWhat=books&ProduktNr=254826).
- Laszig, Roland; Lehnhardt, Ernst (2009): Praxis der Audiometrie. 9., vollständig überarbeitete Auflage. s. l.: THIEME. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1055/b-002-44901>.
- Linstrom, C.; Silverman, C.; Rosen, A.; Meiteles, L. (2001): Annals of Otology, Rhinology, & Laryngology. Bone-conduction impairment in chronic ear disease. Online verfügbar unter <https://pdfs.semanticscholar.org/8270/dac82616bc1557962fa54e901fc409ee-fed2.pdf>.
- Redaktion lecturio (2018): Schädelknochen: Aufbau, Funktionen & Erkrankungen. Internet. Online verfügbar unter <https://www.lecturio.de/magazin/knoecherner-schaedel/>, zuletzt aktualisiert am 28.02.2018, zuletzt geprüft am 11.11.2018.

- Stenfelt, Stefan; Goode, Richard (2005): Transmission properties of bone conducted sound: Measurements in cadaver heads. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 118. DOI: 10.1121/1.2005847.
- Tonndorf, Jürgen: Compressional bone conduction in cochlear models. 1962. In: *Journal of the Acoustical Society of America*, Bd. 34, 1127-1132.
- Ulrich, Jens; Hoffmann, Eckhard (2011): Hörakustik: Theorie und Praxis. 2. Auflage. Heidelberg: DOZ-Verl.
- Universität Göttingen: Ausbreitung von Schallwellen in Materie. Online verfügbar unter <https://lp.uni-goettingen.de/get/text/6083>, zuletzt geprüft am 11.11.2018.