CARL VON OSSIETZKY universität OLDENBURG

Institut für Hörtechnik + Audiologie IHA

Streuung der Hörschwelle von Normalhörenden für Frequenzen oberhalb 1 kHz bei Bezug auf den Schalldruck im Kuppler, im Freifeld und am Trommelfell

Masterarbeit

vorgelegt von

Jan-Henning Schmidt

Oldenburg, 15. März 2012

Streuung der Hörschwelle von Normalhörenden für Frequenzen oberhalb 1 kHz bei Bezug auf den Schalldruck im Kuppler, im Freifeld und am Trommelfell

Fakultät 5 - Physik
Studiengang Hörtechnik und Audiologie (M.Sc.)
Carl von Ossietzky Universität Oldenburg
Fachbereich medizinische Physik Oldenburg / Institut für Hörtechnik und Audiologie
Zeugheusstraße 73a
D-26121 Oldenburg

Betreuer:	Prof. Dr. Ing. Matthias Blau
Erstgutachter:	Prof. Dr. Ing. Matthias Blau
Zweitgutachter:	Dr. Manfred Mauermann

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Oldenburg, 15. März 2012

.....

Zusammenfassung:

Aus vorangegangenen Untersuchungen ist bekannt, dass durch Einflüsse der individuellen Gehörgangsgeometrie der Schalldruck am Trommelfell je nach Versuchsperson in einem Frequenzbereich von 4kHz bis 10kHz um bis zu 20dB schwanken kann. Daraus wurde (z.B.Schmidt/Hudde2008) die Hypothese abgeleitet, dass die Hörschwellen normalhörender Probanden in Bezug auf ein mittleres Ohr eine höhere Streuung aufweisen als bei Bezug des Schalldrucks am individuellen Trommelfell. Diese Hypothese soll in der vorliegenden Arbeit untersucht werden. Die Schätzung des Trommelfellschalldrucks erfolgt dabei mit Hilfe unterschiedlicher Verfahren, die jeweils auf einer Messung am Eingang des Gehörgangs beruhen. Aus der berechneten Transformation zwischen gemessener Größe und Trommelfellschalldruck wird mit einer darauf folgenden Audiometrie der Trommelfellschalldruck an der Hörschwelle bestimmt. Die Ergebnisse werden mit einer Kopfhöreraudiometrie und einer Freifeldaudiometrie verglichen, die sich jeweils auf mittlere normalhörende Probanden bzw. auf ein künstliches Ohr beziehen. Für die Untersuchungen wurden die Hörschwellen von 20 jungen, normalhörenden Probanden untersucht. Die Feststellung der Hörschwelle erfolgt mit einem Bekésy-Tracking unter Anwendung gepulster Sinustöne und einer AFC-Audiometrie. Die Ergebnisse werden Anhand ihrer Streuungen miteinander verglichen. Es zeigt sich das oberhalb von 6000 Hz die individuellen Bezugsgrößen eine tendenziel gernigere Streuung aufweisen im Vergleich zur Kopfhöreraudiometrie. Im Vergleich zur Freifeldaudiometrie ist die Streuung in diesem Frequenzbereich signifikant geringer.

Abstract:

Recent studies showed that influences of the individual ear-canal geometry lead to fluctuations of the sound pressure level at the ear drum up to 20 dB in a frequency range between 4 and 10 kHz. From this one can infer that the hearing threshold of normal hearing subjects related to an average ear show a wider distribution as in relation to the sound pressure at the individual ear drum (e.g. Schmidt/Hudde 2008). This hypothesis is to be investigated in the present thesis. The estimation of the sound pressure at the ear drum is realized by means of different procedures based on measurements at the entrance of the ear canal. The ear-drum pressure at the hearing threshold is determined by a calculated transformation between this measured quantity and the sound pressure at the ear drum followed by an audiometry. The results are compared with the results of a headphone and a freefield audiometry both of which are related to average normal hearing subjects and an artificial ear, respectively. Measurements were performed on 20 young, normal hearing subjects. A Bekesy-Tracking carried out with pulsed sinusoids and an Alternative Forced Choice audiometry are used to determine hearing thresholds. Results are compared on the basis of their variance. Above 6000 Hz a tendetially lower variation was found for individual reference quantities than for headphone audiometry. Compared to the freefield audiometry the variation in this frequency range is significantly lower.

Keywords: Trommelfellbezogene Hörschwellen, Gehörgangsmodellierung, Vergleich mit standardisierten Verfahren der Audiometrie

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**

2 Verfahren zur Messung der Hörschwelle und Kalibrierung der Apparaturen **3**
2.1 Methodiken der Audiometrie . . . 3
2.1.1 Freifeld-/Diffusfeldaudiometrie . . . 3
2.1.2 Kopfhöreraudiometrie . . . 5
2.1.3 Ablauf einer Audiometrie mit einem Standardaudiometer . . . 6
2.2 Automatisch registrierende Audiometrie (Bèkèsy - Audiometrie) . . . 7
2.3 Alternative forced choice - Audiometrie . . . 8
2.4 Trommelfellbezogene Audiometrie . . . 8

3 Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell und Modellierung des Schallfeldes im Gehörgang **10**
3.1 Modellierung von Gehörgang und Trommelfell . . . 10
3.1.1 Impedanzbasierte Modellierung des Gehörgangs . . . 11
3.1.2 Modellierung des Gehörgangs nach Schmidt/Hudde (2008) . . . 15
3.1.3 Verwendung des Forward Pressure Levels, Transmitted Pressure Level und des Sound Intensity Levels als Bezugsgröße für im-Ohr Kalibrierungen . . . 16
3.2 Quellenmodellierung . . . 17

4 Versuchsaufbau und Kalibrierung **19**
4.1 Versuchsaufbau . . . 19
4.1.1 Versuchsaufbau für die Kopfhöreraudiometrie, Freifeldaudiometrie und trommelfellbezogene Audiometrie . . . 20
4.1.2 Versuchsaufbau für die Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell . . . 21
4.2 Kalibrierung der Apparaturen . . . 22
4.2.1 Kalibrierung der Apparatur für die Kopfhörer basierte Audiometrie . . . 22
4.2.2 Kalibrierung der Apparatur für die Audiometrie im Freifeld . . . 23
4.2.3 Kalibrierung der Apparatur zur Bestimmung der trommelfellbezogenen Hörschwelle . . . 24
4.3 Versuchsdurchführung . . . 24
4.3.1 Auswahl der Probanden . . . 25
4.3.2 Versuchsablauf und Durchführung . . . 25

5 Ergebnisse **27**
5.1 Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie . . . 28
5.2 Ergebnisse der Freifeldaudiometrie . . . 30
5.3 Trommelfellbezogene/gehörgangsbezogene Audiometrie . . . 32
5.3.1 Trommelfellbezug nach Schmidt/Hudde (2008) . . . 35
5.3.2 Impedanzbasierter Trommelfellbezug . . . 36
5.3.3 Forward Pressure Level und Transmitted Pressure Level als Bezugsgröße . . . 40
5.3.4 Sound Intensity Level an der Hörschwelle . . . 43
5.4 Test-Retest Untersuchung . . . 45
5.4.1 Subjektive Tests . . . 48
5.4.2 Objektive Tests . . . 49

5.5 Vergleich der Methodiken Anhand der Standardabweichungen 50
5.6 Durchführung der Impedanzmessung mit Hilfe von Schaumstoffstopfen 54

6 Diskussion **57**

7 Zusammenfassung **61**

8 Anhang A: Modellkomponenten **63**
8.1 Verwendete Quellenmodelle 63
8.2 Schätzungen der Gehörgangslänge nach verschiedenen Verfahren 63
8.3 Ermittelte Gehörgangsimpedanzen 63
8.4 Geschätze Radiusfunktionen 65

9 Anhang B: Verwendete Hard- und Software **66**
9.1 Verwendete Hardware 66
9.1.1 Soundkarte 66
9.1.2 Schallquellen 66
9.2 Eignungsprüfung des reflexionsarmen Raumes 67
9.3 Verwendete Software 67
9.3.1 Verwendetes Programm zur impendanzbasierten Bestimmung des Schalldrucks am Trommelfell 68
9.3.2 Verwendetes Programm zur Bestimmung des Schalldrucks am Trommelfell nach Schmidt/Hudde (2008) 68
9.3.3 Verwendetes Programm zur Bestimmung der Quellparameter 68

Literaturverzeichnis **70**

Abbildungsverzeichnis

2.1 Freifeldbezugshörschwelle 4
2.2 RetSPL-Werte für die Kophöreraudiometrie 5
2.3 Freifeldübertragungsmaß eines Sennheiser HDA 200 6
2.4 Beispielhafte Darstellung einer psychometrischen Funktion 8

3.1 Modellierung der Kalibrierung 12
3.2 Theoretischer/gemessener Verlauf der Kalibrierimpedanzen 13
3.3 Modellierung des Gehörgangs 14
3.4 Modell zur Gehörgangsmodellierung nach Schmidt & Hudde (2008) 15
3.5 Minimum im Frequenzbereich 15
3.6 Darstellung der einzelnen Schallkomponenten im Gehörgang 17
3.7 Ersatzschaltbild zur Ermittlung der Quellparameter 18

4.1 Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus 20
4.2 Otoplastik mit Schallschläuchen 21
4.3 Übertragungsfunktionen in dB SPL eines Sennheiser HDA 200 23
4.4 Übertragungsfunktionen in dB SPL einer Lautsprecherbox Fostex 6301B 24
4.5 Ergebnisse der Voruntersuchung der 20 Probanden 25

5.1 Darstellung der Rohdaten des Bèkèsy-Trackings 27
5.2 Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie 28
5.3 Interquartilsabstand und Standardabweichung der Kopfhöreraudiometrie 29
5.4 Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie 30
5.5 Ergebnisse der Freifeldaudiometrie 31
5.6 Interquartilsabstand und Standardabweichung der Freifeldaudiometrie 31
5.7 Ergebnisse der Freifeldaudiometrie ermittelt mit dem AFC-Verfahren 32
5.8 Unentzerrte Hörschwellen aller 20 Probanden in dB FS 33
5.9 Interquartilsabstand und Standardabweichung der unentzerrten Audiometrie 34
5.10 Ergebnisse der unentzerrten Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie 34
5.11 Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie (Schmidt/Hudde (2008)) 35
5.12 Interquartilsabstand und Standardabweichung Trommelfellschalldruck bezogenen Audiometrie (Schmidt/Hudde (2008)) 36
5.13 Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie 37
5.14 Trommelfellschadruck in dB SPL re. Full Scale ermittelt nach Schmidt/Hudde (2008) 37
5.15 Standardabweichung (durchgezogene Linie) und Interquartilsabstand (gestrichelte Linie) für den Trommelfellschalldruck ermittelt nach Schmidt & Hudde (2008) (schwarz) und nach dem impedanzbasierten Modell(grau) 38
5.16 Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie(impedanzbasiert) 39
5.17 Interquartilsabstand und Standardabweichung der Trommelfell bezogenen Audiometrie (Impedanz basiert) 39
5.18 Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie (impedanzbasiert) 40
5.19 Trommelfellschadruck in dB SPL re. Full Scale ermittelt nach der impedanzbasierten Methode 41
5.20 Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie (FPL und TPL) 41

5.21 Interquartilsabstände und Standardabweichung der gehörgangsbezogenen Audiometrie (FPL und TPL) . . . 42
5.22 Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie (FPL und FPL_{Rfit}) . . . 42
5.23 Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie (TPL und TPL_{Rfit}) . . . 43
5.24 Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie (TPL und TPL_{Rfit}) . . . 44
5.25 Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie(SIL) . . . 44
5.26 Interquartilsabstände und Standardabweichung der Gehörgangsbezogenen Audiometrie (SIL) . . . 45
5.27 Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie (SIL) . . . 45
5.28 Hörschwellen von fünf Probanden . . . 46
5.29 Mittlere- und mittlere absolute Abweichung von Test zu Retest . . . 47
5.30 Hörschwellen ermittelt über eine Kopfhöreraudiometrie mittels Bèkèsy-Tracking . . . 47
5.31 Test-Retest-Differenzen für alle Methodiken . . . 48
5.32 Test-Retest-Differenzen für den vorhergesagten Schalldruck am Trommelfell . . . 49
5.33 Test-Retest-Messung einer Übertragungsfunktion im Gehörgang eines Probanden . . . 50
5.34 Verlgeich der Standardabweichungen der in dieser Arbeit untersuchten audiometrischen Methodiken . . . 51
5.35 Ergebnis des Signigkanztests für Freifeldaudiometrie und Kopfhöreraudiometrie. . . . 52
5.36 Vergleich der Standardabweichungen der verschiedenen Gehörgangsmodelle . . . 53
5.37 Schaumstoffstopfen für Impedanzmessung . . . 55
5.38 Oben: Test-Retest-Differenz der Audiometrie mit Trommelfellbezug nach der impedanzbasierten Methode. Unten: Differenz der Messung der Hörschwelle mit Trommelfellbezug nach der impedanzbasierten Methode gemessen über eine individuelle Otoplastik und über eine Schaumstoffstopfen. . . . 56

6.1 Otoplastiken unterschiedlicher Probanden und Fläche des Gehörgangs . . . 57
6.2 Vergleich der Gehörgangsdurchmesser . . . 58
6.3 Rohdaten des Bèkèsy-Trackings . . . 59

8.1 Erstellte Quellemodelle . . . 63
8.2 Schätzungen der Restgehörgangslängen nach verschiedenen Verfahren . . . 64
8.3 Gemessene und gefittete Gehörgangsimpedanzen . . . 65
8.4 Radiusfunktionen aller Probandenohren. . . . 65

9.1 Übertragungsfunktionen eines Lautsprechers an verschiedenen Messpositionen im reflexionsarmen Raum . . . 67

Kapitel 1

Einleitung

Aus vorangegangenen Untersuchungen (Blau et al. (2010)) ist bekannt, dass durch Einflüße der individuellen Gehörgangsgeometrie der Schalldruck am Trommelfell je nach Proband in einem Frequenzbereich von 4 kHz bis 10 kHz um bis zu 20 dB variieren kann. Besonders im Hinblick auf die zu meist verwendete Kopfhöreraudiometrie, wo der Schalldruck am Trommelfell durch ein mittleres, künstliches Ohr nach DIN EN ISO 60318 simuliert wird, stellen solche Abweichungen die Ergebnisse dieser Art der Audiometrie durchaus in Frage. Die interindividuellen Abweichungen von der tatsächlichen Hörschwelle könnte auch eine Erklärung für die zum Teil mangelhaften Anpassungen von Hörgeräten sein, die als Basis das Audiogramm der zu versorgenden Person haben. Ein konkreter Bezug der Hörschwelle auf den individuellen Trommelfellschalldruck sollte genauere Ergebnisse liefern und auch die Anpassung von Hörgeräten erfolgversprechender gestalten. Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist es zu überprüfen, ob die Hörschwellen normalhörender Probanden in Bezug auf ein mittleres Ohr eine höhere Streuung aufweisen als auf Bezug des Schalldrucks am individuellen Ohr.

Für die Untersuchungen in dieser Arbeit werden die Hörschwellen von 20 normalhörenden jungen Probanden untersucht deren durchschnittliches Alter zum Zeitpunkt der ersten Messung 23 Jahre beträgt. Hierfür werden die Hörschwellen der Probanden auf verschiedene Weisen ermittelt. Die Feststellung der Hörschwelle erfolgt einmal im Freifeld mit der Darbietung des Testtones über einen Lautsprecher, mit einem entzerrtem Kopfhörer und mit Hilfe einer individuell angepassten Otoplastik und einem Hörgerätetreiber. Die hierbei verwendete Methodik zur Bestimmung der Hörschwelle ist ein Bèkèsy-Tracking mit gepulsten Sinustönen variabler Frequenz. Der Proband hat durch betätigen einer Taste die Möglichkeit anzugeben, ob der Ton gehört oder nicht gehört wird. Je nach Antwort wird der Pegel des Tones erhöht oder verringert. Zudem wird die Hörschwelle bei drei Frequenzen mit Hilfe einer Alternative Forced Choice (AFC) Audiometrie bestimmt.

Um einen Bezug auf den Trommelfellschalldruck herstellen zu können wird ein Verfahren nach Lodwig (Lodwig (1997)), nach Blau et al. (2010) abgewandelt, angewandt um die individuelle Gehörgangsimpedanz zu ermitteln. Aus dieser Impedanzmessung kann darauf hin ein Bezug von Schalldruck am Gehörgangseingang (Position der Messsonde) zu Schalldruck am Trommelfell hergestellt werden. Dies erfolgt mit Hilfe einer iterativen Anpassung eines Gehörgangsmodells an die Phase der Reflektanz, die aus der zuvor gemessenen Impedanz berechnet wird. Durch das Gehörgangsmodell kann eine Funktion des Trommelfellschalldrucks in Abhängigkeit der Frequenz geschätzt werden. Diese Funktion wird als Bezug für die Hörschwelle genutzt.

Zu der impedanzbasierten Methodik wird zusätzlich ein Verfahren nach Schmidt & Hudde (2008) verwendet um einen Trommelfellbezug der Hörschwelle herzustellen. Dieses Verfahren schätzt durch Detektion eines oder mehrerer Schalldruckminima im Frequenzbereich den Schalldruck am Trommelfell. Die Schalldruckminima entstehen durch die Leitungswirkung des Gehörgangs und sind somit Abhängig von der Länge des Gehörgangs. Je nach Anzahl der gefundenen Minima wird ein zylindrisches oder konisches Gehörgangsmodell angepasst.

Eine weitere Methodik behandelt die Problematik der stehenden Wellen, durch die bei einem geschlossenem Gehörgang der Schalldruck stark von der Positon der Messsonde im Gehörgang abhängig ist. Um diese Problematik zu umgehen wird der Schall im Gehörgang in einzelne Komponenten aufgeteilt. Während einer Messung am verschlossenem Ohr besteht der Schall an der Messposition irgendwo

im Gehörgang aus fortlaufende Schallanteile und durch das Trommelfell reflektierte, rücklaufende Schallanteile. In McCreery et al. (2009), Withnell et al. (2009) und Scheperle et al. (2008) wurde bereits untersucht ob die fortlaufenden Schallanteile (Forward Pressure Level) eine geeignetere Bezugsgröße für Kalibrierungszwecke sind. Diese Methodik soll in dieser Arbeit ebenfalls zur Entzerrung von Hörschwellen genutzt werden um eine mögliche Eignung im Vergleich zur der impedanzbasierten Methode und zur Schalldruckminima Methode nach Schmidt & Hudde (2008) zu zeigen.

Zusätzlich zum Forward Pressure Level (FPL) findet der Sound Intensity Level (SIL) in dieser Arbeit Beachtung. Ebenso wie der FPL wird der SIL nicht von stehenden Wellen beeinflusst und könnte sich dadurch ebenfalls als Bezugsgröße für Kalibrierungszwecke eignen.

Die während dieser Arbeit ermittelten Hörschwellen werden auf Grundlage ihrer Streuungen miteinander verglichen, wodurch am Ende der Arbeit eine Aussage zur tendenziellen geringeren Streuung der einzelnen Bezugsgrößen getroffen werden kann.

Kapitel 2

Verfahren zur Messung der Hörschwelle und Kalibrierung der Apparaturen

In diesem Kapitel sollen die Methodiken zur Erhebung der Hörschwelle und ihre prinzipielle Durchführung vorgestellt werden. Hierfür werden die in den entsprechenden Normen dargelegten Grenzwerte und Anforderungen besprochen. Zudem wird beschrieben auf welche Bezugsgrößen zur Kalibrierung den jeweiligen Methodiken zu Grunde liegen.

2.1 Methodiken der Audiometrie

Die relevanten Normen bezüglich der Audiometrie sind zum einen die DIN EN ISO 8253-1 (2008) und DIN EN ISO 8253-2 (1994), die die grundlegenden Verfahren und Anforderungen an die Messumgebung festlegen. Zum anderen wird in der DIN EN ISO 60645-1 (1997) und DIN EN ISO 60645-2 (1997) der Aufbau des Audiometers (Teil 1 für Reinton-Audiometer und Teil 2 für Sprachaudiometer) beschrieben. Die Kalibrierung der Audiometer, ob nun Sprach- oder Reintonaudiometer wird in der DIN EN ISO 389 (DIN EN ISO 389-1 (2000) bis DIN EN ISO 389-9 (2000)) behandelt. In dieser Normenreihe werden für diverse Kopfhörer bzw. Einsteckhörer (HDA 200, TDH - 39, ER - 3A) äquivalente Schalldruckpegel angegeben, die für die Kalibrierung von Audiometern notwendig sind. Diese Werte beschreiben die mittlere Hörschwelle eines großen Kontingents an Probanden, unter Anwendung eines bestimmten Kopfhörers oder Einteckhörer und akustischen Kupplers. Der akustische Kuppler wird verwendet, um den Schalldruck am Trommelfell zu simulieren. Ein solcher Kuppler, wie er auch in DIN EN ISO 60318-1 (1999) beschrieben ist, repräsentiert ein mittleres menschliches Ohr. Die Addition der äquivalenten Schalldruckpegel (RetSPL - Reference equivalent Sound Pressure Level) in dB SPL (dB Sound Presure Level (re. 20μ Pa)) mit den Kalibrierwerten gemessen im Kuppler (ebenfalls in dB SPL) ergibt die übliche Darstellung in dB HL (dB Hearing Level) und somit den Bezug zur mittleren Hörschwelle. Der genaue Ablauf der Kalibrierung wird in Abschnitt 4.2 genauer beschrieben.

Abgesehen von den Bezugsschwellen für Kopfhörer gibt DIN EN ISO 389 ebenfalls Bezugsschwellen für eine Freifeldaudiometrie an. Diese Werte entsprechen denen der 2,4 dB Isophone und repräsentieren die Ruhehörschwelle im Freifeld. Neben der Freifeldaudiometrie werden in den nächsten Abschnitten, die während dieser Arbeit verwendeten Methodiken zur Ermittlung der Hörschwelle beschrieben. Hierzu gehört die Kopfhöreraudiometrie und die Audiometrie über einen Hörgerätetreiber (Schallquelle die normalerweise in Hörgeräten verbaut wird), welcher über eine Otoplastik an das Ohr angekoppelt wird.

2.1.1 Freifeld-/Diffusfeldaudiometrie

Während der Freifeldaudiometrie sitzt der Proband gegenüber der Schallquelle. Der Abstand zur Schallquelle muss mindestens 1 m betragen, sodass es sich um ein Schallfeld mit eben fortschreitender Welle handelt. Als Bezugspunkt für diese Messung dient der Mittelpunkt des Kopfes des Probanden, wenn er im Schallfeld anwesend wäre. An diesem Punkt wird der Schalldruckpegel kalibriert.

Die Norm DIN EN ISO 8253 - 1 beschreibt einen Freifeldraum, als einen Raum dessen Wände bzw. Berandungen keinen Einfluss auf das Schallfeld haben. Aus dieser Anforderung folgt, dass diese Wände nur einen geringen Teil des Schalls reflektieren. Neben dem Freifeld findet in der Norm zusätzlich das quasi-Freifeld Erwähnung. Bei diesem Schallfeld haben die Wände des Raumes nur einen geringen Einfluss auf das Schallfeld. Die Messumgebung ist als Freifeld geeignet, wenn der Schalldruckpegel 15 cm links, rechts, unter und über dem Bezugspunkt nicht mehr als ±1 dB vom Schalldruckpegel am Bezugspunkt für die Prüffrequenzen bis einschließlich 4000 Hz abweichen. Oberhalb von 4000 Hz darf der Schalldruckpegel um nicht mehr als ±2 dB vom Schalldruckpegel am Bezugspunkt abweichen. 15 cm vor und hinter dem Bezugspunkt dürfen die Schalldruckpegel, nach der Korrektur unter Berücksichtigung des inversn Abstandgesetzes, um nicht mehr als ±1 dB vom Schalldruckpegel am Bezugspunkt für alle Prüffrequenzen abweichen. Für das quasi-Freifeld liegen die Grenzwerte bei ±2 dB für alle Prüffrequenzen 15 cm links, rechts, unter und über dem Bezugspunkt. 10 cm vor und hinter dem Bezugspunkt dürfen auch hier die Schalldruckpegel nicht mehr als ±1 dB vom Schalldruckpegel am Bezugspunkt abweichen.

Wie zuvor erwähnt beschreibt die DIN EN ISO 389-7 (2005) die Bezugshörschwellen im Freifeld. In Abbildung 2.1 ist die Bezugshörschwelle für die Freifeldaudiometrie nach DIN EN ISO 389 - 7 dargestellt. Diese Werte wurden für eine große Anzahl otologisch normaler Personen mit einem Alter zwischen 18 und 25 Jahren für binaurales Hören bestimmt. In der DIN EN ISO 8253 - 2 wird angege-

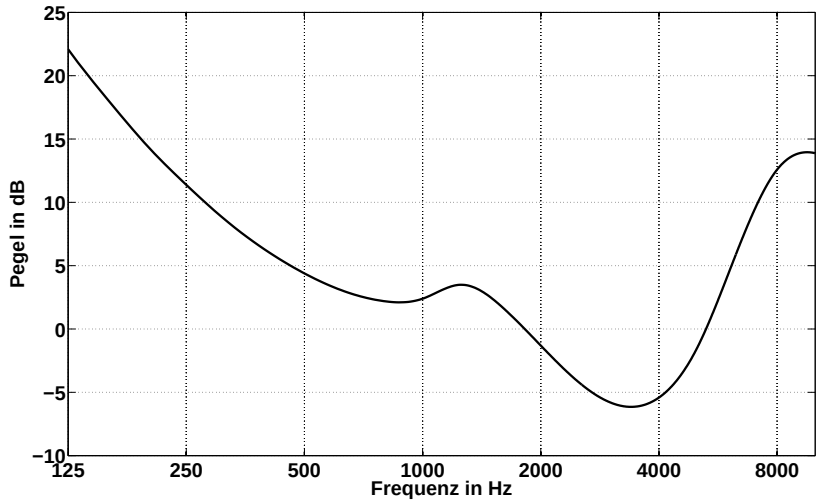


Abbildung 2.1: Freifeldbezugshörschwelle. Der Verlauf entspricht dem der 2,4 dB Isophone und bezieht sich auf die mittlere Hörschwelle otologisch normaler Personen zwischen 18 und 25 Jahren.

ben das bei monauralen Messungen eine Seite mit einem Gehörschutz versehen oder vertäubt werden kann. Für monaurales Hören ist in der Norm keine Korrektur der Bezugshörschwelle angegeben. Es ist allerdings anzunehmen, dass es einen binauralen Gewinn gibt. In Gelfand (2001) Seite 132 werden RetSPL-Werte für Hörprüfungen im Freifeld für monaurales und binaurales Hören angegeben. Hier wird ein breitbandige Korrektur von +2 dB für die monaurale Hörschwelle vorgeschlagen. Die RetSPL-Werte in Gelfand (2001) unterscheiden sich geringfügig von denen aus der Norm. Da die Norm jedoch ein jüngeres Erscheinungsdatum hat, werden in dieser Arbeit die RetSPL-Werte aus der Norm verwendet und breitbandig mit 2 dB für monaurales Hören korrigiert. Die Ermittlung der Hörschwelle im Freifeld erfolgt vorzugsweise mit Sinustönen.

DIN EN ISO 389 - 7 gibt zusätzlich Bezugshörschwellen für die Bestimmung der Hörschwelle im diffusen Schallfeld an. Im diffusen Schallfeld sind die Ausbreitungsrichtungen gleichverteilt und in einem gegebenen Gebiet ist die Energiedichte konstant. Ähnlich wie für das Freifeld sieht die Norm DIN EN ISO 8253 - 2 vor den Schallpegel rechts, links, oben und unter dem Bezugspunkt zu kon-

trollieren. Die Abweichungen zum Bezugspunkt dürfen hier nicht größer als 2 dB sein. Im diffusen Schallfeld wird terzbreites rosa- oder weißes Rauschen als Stimulus verwendet. Eine Ermittlung der Hörschwelle im diffusen Schallfeld ist in dieser Arbeit nicht vorgesehen.

Für Messungen an der Hörschwelle ist eine ausreichend ruhige Messumgebung unumgänglich. Grenzwerte für den höchstzulässigen Störschallpegel sind in der DIN EN ISO 8253 - 2 angegeben. Diese Werte beziehen sich auf handelsübliche supra-aurale Kopfhörer. Die durchschnittliche Schalldämmung der Kopfhörer ist in einer zusätzlichen Tabelle angegeben, sodass durch die Differenz der Werte aus beiden Tabellen der höchstzulässige Störschall im Freifeld errechnet werden kann.

2.1.2 Kopfhöreraudiometrie

Als wohl weitverbreitetste Art der Audiometrie gilt die Kopfhöreraudiometrie. Hierfür bekommt der Proband einen supra-auralen, circum-auralen oder einen Einsteckhörer auf- bzw. eingesetzt. Entsprechende Bezugshörschwellen die für die Kalibrierung der Apparatur benötigt werden, sind in DIN EN ISO 389-8 (2004) (für Frequenzen von 125 Hz bis 8000 Hz) und DIN EN ISO 389-5 (2007) (für Frequenzen von 8000 Hz bis 16000 Hz) angeben. Abbildung 2.2 zeigt die RetSPL-Werte für eine circum-auralen Kopfhörer des Typs Sennheiser HDA 200. Die Kalibrierung erfolgt mit einem Kuppler

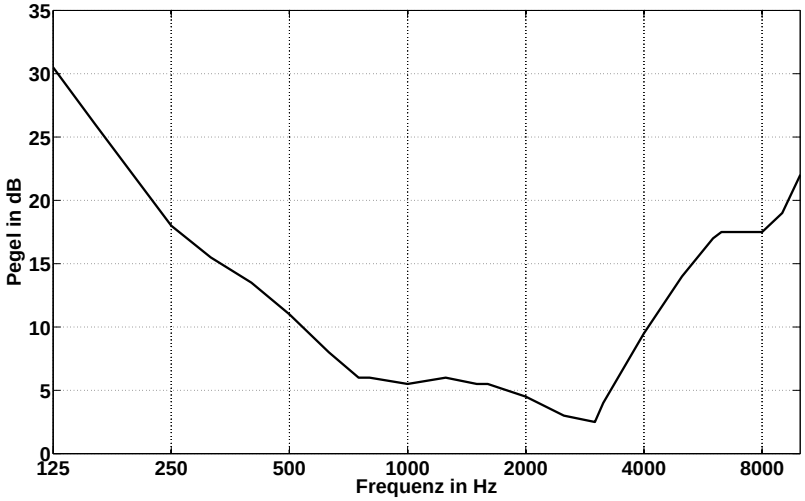


Abbildung 2.2: RetSPL-Werte für die Kophöreraudiometrie unter Anwendung eines Sennheiser HDA 200

oder künstlichem Ohr nach DIN EN ISO 60318-1 (1999). Für eine adäquate Kalibrierung müssen die Ohrhörer (jeweils eine Seite des Kopfhörers) 14,5 cm weit voneinander entfernt sein. Die Andrückkraft muss 10 N $\pm$ 1 N betragen. Da die Eigenschaften des Kopfhörers temperaturabhängig sind, sollte die Kalibrierung bei einer Außentemperatur zwischen 21°C und 25°C erfolgen.

Auch hier ergibt die Addition der RetSPL-Werte in dB SPL und Kalibrierwerte ermittelt am künstlichen Ohr in dB SPL die Pegelwerte in dB HL.

Ebenfalls in der Norm angeben sind Werte für eine Freifeldentzerrung des Sennheiser HDA 200. Mit Hilfe dieser Werte besteht die Möglichkeit den Ausgangspegel des Kopfhörers auf einen Freifeldpegel anzugleichen. Ermittelt werden die Werte mit Hilfe eines subjektiven Lautheitsvergleich zwischen Freifelddarbietung und Kopfhörerdarbietung. Dieser Vergleich wird mit einer großen Anzahl otologisch normaler Personen durchgeführt und die Ergebnisse gemittelt. Angegeben sind die Werte als Differenz zwischen Kupplerpegel (G_C) und Freifeldpegel (G_F). Um den Freifeldpegel zu erhalten, wird eine eigene Kupplermessung benötigt (siehe Formel 2.1).

$$G_F = (G_F - G_C) + G_C \tag{2.1}$$

In Abbildung 2.3 ist ein Freifeldübertragungsmaß für eine Sennheiser HDA 200 normiert auf 1 kHz dargestellt. Ein absoluter Pegel für die Kalibrierung des Signals ist in der Norm nicht vermerkt und muss daher selbstständig gewählt werden. Eine Freifeldentzerrung des Kopfhörers wird gegebenenfalls

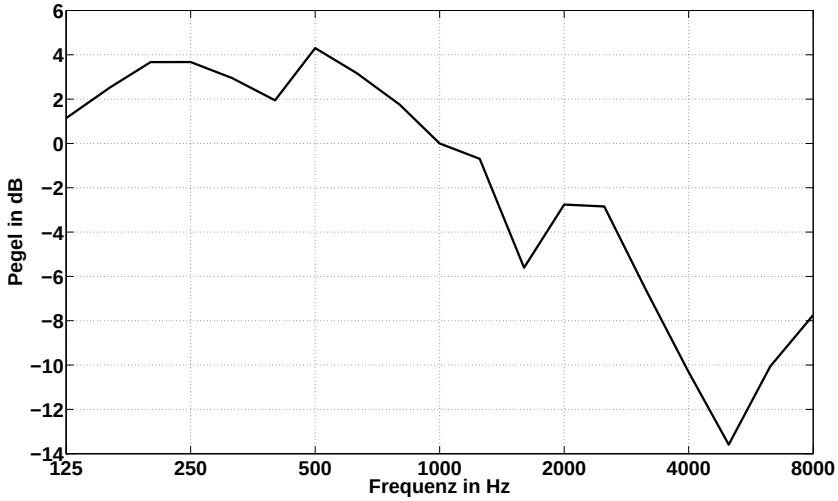


Abbildung 2.3: Beispielhafter Verlauf für das Freifeldübertragungsmaß eines Sennheiser HDA 200 normiert auf 1 kHz

für sprachaudiometrische Anwendungen benötigt. Bei der Reintonaudiometrie findet diese Entzerrung keine Anwendung.

2.1.3 Ablauf einer Audiometrie mit einem Standardaudiometer

In diesem Abschnitt soll kurz der Ablauf einer normkonformen Audiometrie beschrieben werden. Für eine detailliertere Beschreibung der Messung wird auf DIN EN ISO 8253-1 (2008) und DIN EN ISO 8253-2 (1994) verwiesen.

Die Bedieneroberfläche eines Standardaudiometers bietet dem Versuchsleiter die Möglichkeit auf dem linken oder rechten Ohr des Probanden den Schalldruckpegel des Stimulus in einem Bereich von - 20 dB HL bis 120 dB HL in 5 dB Schritten einzustellen. Die Audiometrie beginnt auf dem besser hörenden Ohr des Probanden. Gestartet wird bei einer Stimulus Frequenz von 1000 Hz gefolgt von den Prüffrequenzen mit höherer Frequenz. Nach Fertigstellung der hohen Frequenzen wird der Messpunkt bei 1000 Hz kontrolliert. Wenn die Abweichung zur ersten Messung größer als 5 dB ist, müssen alle die bis dahin gemessenen Messpunkte kontrolliert werden. Ist die Abweichung kleiner gleich 5 dB werden die Frequenzen unterhalb von 1000 Hz gemessen. Nach Abschluss der tiefen Frequenzen, wird wieder der Messpunkt bei 1000 Hz unter gleichen Voraussetzungen wie zuvor genannt kontrolliert. Nach Beendigung der Messung auf dem zweiten Ohr wird der Messpunkt bei 1000 Hz auf dem zuerst geprüften Ohr nochmals kontrolliert.

Bei einer manuellen Darbietung des Stimulus ist darauf zu achten, dass dieser für 1 s bis 2 s präsentiert wird. Der Proband signalisiert mit einem Handzeichen oder einer Antworttaste, ob der Stimulus wahrgenommen wird. Um dem Probanden seine Aufgabe zu erklären, wird ihm der 1000 Hz Stimulus mit einem deutlich wahrzunehmenden Schalldruckpegel dargeboten. Danach wird der Pegel in 20 dB Schritten verringert bis der Proband keine Antwort mehr gibt. Nun wird der Pegel wieder in 10 dB Schritten erhöht bis der Proband wieder eine Antwort gibt. Zeigt der Proband ein konsistentes Antwortverhalten, ist die Einweisung abgeschlossen. Ist dies nicht der Fall, wird die Einweisung wiederholt.

Zur Ermittlung der Hörschwelle schlägt die DIN EN ISO 8253-1 (2008) zwei Verfahren vor, die sich

im Wesentlichen in der Abfolge des dem Probanden dargebotenen Stimuluspegel unterscheiden. Zu Beginn wird unabhängig vom Verfahren der Stimulus 10 dB unterhalb des Pegels, ermittelt in der Einweisung, dargeboten. Der Stimulus wird solange in 5 dB Schritten erhöht bis der Proband angibt den Ton zu hören. Nach dem „ansteigenden Pegel“ - Verfahren wird der Pegel in 10 dB Schritten verringert bis der Proband keine Antwort mehr gibt. Nun wird der Pegel wieder in 5 dB Schritten erhöht bis eine Probandenantwort erfolgt. Diese Prozedur wird solange wiederholt bis aus maximal fünf Pegelanstiegen drei Antworten beim selben Schallpegel gegeben werden. Der Hörschwellenpegel ergibt sich aus den minimalen Pegelwerten pro Frequenz und pro Ohr, an denen der Proband bei mindestens der Hälfte der Darbietungen eine Antwort gegeben hat.

Alternativ zu diesem Verfahren kann das Eingabelungsverfahren verwendet werden. Bei diesem Verfahren wird nach der Probandenantwort der Pegel um 5 dB erhöht. Daraufhin wird der Pegel in 5 dB Schritten verringert, bis der Proband keine Antwort mehr gibt. Danach wird der Pegel nochmals um 5 dB verringert und ein Pegelanstieg in 5 dB Schritten durchgeführt, bis der Proband ein Antwort gibt. Diese Prozedur wird solange durchgeführt, bis jeweils drei ab- und drei ansteigende Pegeländerungen durchlaufen wurden. Für jede Frequenz und jedes Ohr wird der Mittelwert aller Pegelanstiege und Pegelabnahmen berechnet. Der Mittelwert aus diesen beiden Werten pro Frequenz ergibt den Hörschwellenpegel.

2.2 Automatisch registrierende Audiometrie (Bèkèsy - Audiometrie)

Die Idee des automatisch registrienden Audiometers ist es, dass der Proband zum größten Teil eigenverantwortlich seine Hörschwelle bestimmt. Dies geschieht indem er über einen Taster die Lautstärke des Stimulus beeinflusst. Beim Betätigen des Tasters wird die Lautstärke verringert, beim Loslassen erhöht. Der Proband wird so instruiert, dass er den Taster nicht mehr betätigen soll, wenn er den Ton gerade eben nicht mehr wahrnimmt und ihn betätigt, wenn er den Ton gerade eben wahrnimmt. Eine Eingewöhnungsphase von 20 s bis 30 s bevor die Aufzeichnung gestartet wird, zeigt, ob der Proband die Instruktion richtig verstanden hat. Ist dies nicht der Fall, wird die Instruktion wiederholt. Die Berechnung des Hörschwellenpegels erfolgt durch Mittelung der Umkehrpunkte und Rundung zum nächsten ganzzahligen dB-Wert. In der entsprechenden Norm DIN EN ISO 8253-1 (2008) ist geschrieben, dass der erste Umkehrpunkte nach Frequenzwechsel und die Umkehrpunkte, die eine Auslenkung weniger als 3 dB aufweisen, nicht bei der Berechnung des Mittelwerts beachtet werden. Wenn angesichts dieser Anforderungen weniger als sechs Umkehrpunkte zur Ermittlung der Hörschwelle verwendet werden kann oder aufeinander folgende Minima und/oder Maxima mehr als 10 dB auseinander liegen, sollte die Messung wiederholt werden.

Als „Audiometer mit durchstimmbarer Frequenz“ wird das Audiometer bezeichnet, dass die Frequenz kontinuierlich oder in Schritten kleiner einer Terz verändert. Für eine Bestimmung der Hörschwelle sind gepulste Töne gegenüber kontinuierlicher Töne zu bevorzugen. Die Berechnung des Hörschwellenpegels erfolgt wie bereits zuvor beschrieben durch Mittelung der Umkehrpunkte und Rundung zum nächsten ganzzahligen dB-Wert. Für eine bestimmte Frequenz wird durch Mittelung der nächstliegenden drei Maxima und Minima der Hörschwellenpegel bestimmt. Alternativ kann der Hörschwellenpegel durch gleitende Mittelung von drei aufeinander folgende Maxima- und Minima-paaren als kontinuierliche Funktion der Frequenz bestimmt werden. Die so bestimmte Hörschwelle gilt dann für die Frequenz, die im geometrischen Mittel der Frequenzen bei den Maxima und Minima liegt. Eine Mittelung der Umkehrpunkte kann auch rein visuell geschehen, indem per Hand eine Ausgleichsgerade zwischen den Umkehrpunkten eingezeichnet wird. Auch hier sollte die Messung wiederholt werden, wenn die aufeinander folgenden Maxima und/oder Minima mehr als 10 dB bzw. weniger als 3 dB auseinander liegen.

Wird die Hörschwelle nach dieser Methode ermittelt, liegt Sie unterhalb der Hörschwelle, die mit einem manuellen Verfahren, wie es in Abschnitt 2.1.3 beschrieben ist, bestimmt wurde. In der Norm DIN

EN ISO 8253-1 (2008) wird diese Abweichung mit 3 dB angegeben.

2.3 Alternative forced choice - Audiometrie

Für einzelne Frequenzen kann die Hörschwelle des Probanden nach einem „Alternative Forced Choice“ Verfahren bestimmt werden. Hierfür werden dem Probanden N-Intervalle dargeboten. Lediglich eins der Intervalle enthält den Stimulus. Der Proband wird aufgefordert anzugeben in welchem Intervall er den Stimulus gehört hat. Wurde in keinem Intervall ein Stimulus wahrgenommen, soll geraten werden. Abhängig von der Antwort wird in der folgenden Darbietung der Intervalle die Lautstärke des Stimulus erhöht (bei falscher vorangegangener Antwort) oder verringert (bei richtiger vorangegangener Antwort). Dieses Vorgehen wird als 1-up/1-down Verfahren bezeichnet. Es sind aber auch andere Verfahren denkbar, wie z.B. ein 1-up/2-down, bei der der Proband zweimal richtig Antworten muss, damit der Pegel des Stimulus verringert wird und einmal falsch, damit der Pegel erhöht wird. Jedes Verfahren konvergiert auf einen bestimmten Punkt der psychometrischen Funktion. Die psychometrische Funktion (Beispielhaft dargestellt in Abbildung 2.4) beschreibt die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Antwort des Probanden in Abhängigkeit des Stimuluspegels. Da die Hörschwelle bestimmt werden soll, sollte ein 1-up/1-down Verfahren verwendet werden, um den 50 % Punkt der psychometrischen Funktion zu erreichen. Die Anzahl der Intervalle und der Wendepunkte (Antwort richtig /

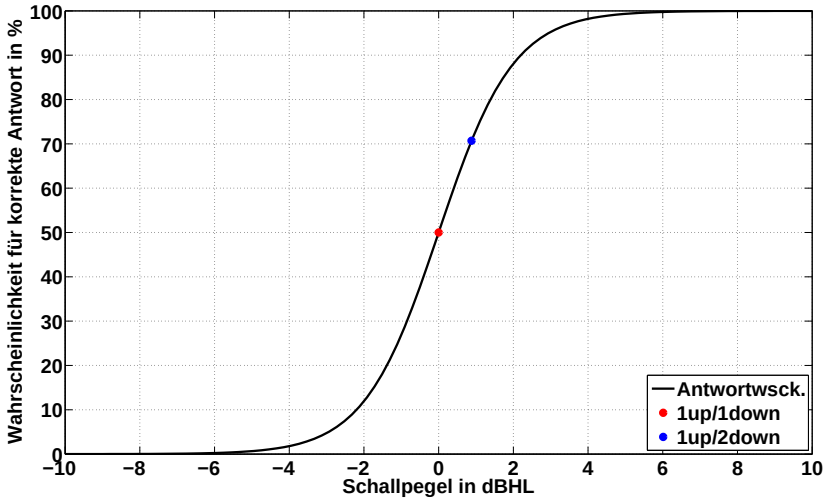


Abbildung 2.4: Beispielhafte Darstellung einer psychometrischen Funktion. Je nach Verfahren (x-up/y-down) werden unterschiedliche Punkte auf der Funktion erreicht.

Antwort falsch) nach der die Messung beendet ist, bestimmt die Ratewahrscheinlichkeit der Messung. Für drei Intervalle ergibt sich somit eine Ratewahrscheinlichkeit für eine Darbietung von 1/3. Werden zudem beispielsweise fünf Umkehrpunkte als Kriterium zur Beendigung der Messung gewählt, liegt die Wahrscheinlichkeit versehentlich „zu gut“ zu Antworten bei unter 0.005%.

Dieses Verfahren ist zeitaufwendig, bietet jedoch ein hohe Genauigkeit und somit die Möglichkeit die Ergebnisse der zuvor beschriebenen Methoden bei bestimmten Frequenzen zu kontrollieren.

2.4 Trommelfellbezogene Audiometrie

In den Abschnitten 2.1.1 und 2.1.2 wurden die populärsten Methodiken zur Bestimmung der Hörschwelle beschrieben. Beide Verfahren beziehen sich auf ein mittleres künstliches Ohr (2.1.2) und/oder

gemittelte Probandendaten (2.1.1). Die Idee der trommelfellbezogenen Audiometrie ist, mit Hilfe einer Impedanzmessung oder Schalldruckmessung am Anfang des Gehörgangs einen Bezug zum Trommelfellschalldruck an der Hörschwelle herstellen zu können oder den Schalldruck direkt vorm Trommelfell zu messen. Die so ermittelte Hörschwelle bezieht sich für jeden Probanden auf seinen eigenen Gehörgang.

Für die Bestimmung der Schalldrucks am Trommelfell ohne eine Messung direkt am Trommelfell gibt es verschiedene Ansätze und Berechnungsverfahren die im folgenden Kapitel 3 nach Darlegung einiger Grundlagen beschrieben werden.

Kapitel 3

Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell und Modellierung des Schallfeldes im Gehörgang

Die Messung des Schalldrucks am Trommelfell erfolgt mit Hilfe eines Sondenmikrofons, welches mit einem Sondenschlauch verbunden ist. Die Platzierung des Sondenschlauches erfolgt so, dass fachlich ausgebildetes Personal unter Zuhilfenahme eines Otoskops den Sondenschlauch direkt vor dem Trommelfell positioniert. Während anderer Arbeiten (McCreery et al. (2009)) wurde auch eine taktile Positionierung des Sondenschlauches durchgeführt. Hierbei wird der Sondenschlauch soweit ins Ohr geschoben, bis der Proband angibt, dass der Sondenschlauch das Trommelfell berührt. Da diese Vorgehensweisen einen hohen personellen und zeitlichen Aufwand implizieren und eine taktile Positionierung unangenehm für den Probanden ist, ist es wünschenswert mit einer einfachen Messung am Eingang des Gehörgangs auf den Schalldruck am Trommelfell oder im Gehörgang schließen zu können. Solche Messungen wurden bereits in diversen Arbeiten vorgestellt und evaluiert (Blau et al. (2010), Sankowsky et al. (2011), Lodwig (1997), Voss & Allen (1994), Hudde et al. (1999), Schmidt (2009)).

Während dieser Arbeit werden vier Methodiken zur Vorhersage des Schalldrucks am Trommelfell bzw. zur Schätzung des Schalldrucks im Gehörgang verwendet, die in den folgenden Abschnitten nach Darlegung einiger Grundlagen zur Gehörgangsmodellierung vorgestellt werden sollen. Die Darstellung der verschiedenen physikalischen Größen erfolgt stets in der Form $\widehat{\underline{x}}$. Hierbei bezeichnet der Unterstrich eine komplexe Größe und das Dach einen Spitzenwert. Sofern nicht anders beschrieben, wird für alle Größen generell eine Frequenzabhängigkeit angenommen.

Die in dieser Arbeit verwendeten Verfahren zu Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell sowie die Beschreibungen der entsprechenden Gehörgangsmodelle in diesem Kapitel basieren auf den Arbeiten Sankowsky et al. (2011) und Blau et al. (2010).

3.1 Modellierung von Gehörgang und Trommelfell

Eine Gehörgangsmodellierung kann zum einen mit Hilfe von Finite-Elemente-Verfahren geschehen. Als Grundlage einer solchen Modellierung sind jedoch detaillierte Informationen über die individuelle Anatomie notwendig, die Beispielsweise Daten einer Computertomographie liefern kann. Dies ist allerdings äußerst kostspielig.

Alternativ lässt sich das Schallfeld im Gehörgang eindimensional modellieren. Dies bedeutet, dass das Schallfeld im Gehörgang als ebene fortschreitende Welle betrachtet wird. In diesem Zusammenhang kann der individuelle Querschnittsverlauf, die Länge des Gehörgangs sowie eine Abschlussimpedanz für das Trommelfell betrachtet werden. Die Berechnung des Gehörgangverlaufs kann mittels Horngleichung oder Scheibchenmodell erfolgen. Bei einem Scheibchenmodell kann z.B. der Gehörgang in N Segmente gleicher Länge und unterschiedlichem Durchmesser unterteilt.

Ein solches Scheibchenmodell wird in der Arbeit von Lodwig(Lodwig (1997)) verwendet um den Verlauf des Gehörgangs zu modellieren. Die Länge und der Querschnittsverlauf werden hier aus der akustischen Impedanz, gemessen am Eingang des Gehörgangs, bestimmt. 4 mm vor Ende des Gehörgangs wird das Modell durch eine mittlere Trommelfellimpedanz nach Hudde und Engel (Hudde & Engel

(1998b)) abgeschlossen, welche ebenfalls eine Mittelohrimpedanz mit berücksichtigt. Der Radius an diesem Punkt ist auf 2,5 mm festgelegt. Das Restvolumen von dieser Stelle des Gehörgangs bis zum inneren Ende wird mit einer zusätzlichen Impedanz parallel zur Trommelfellimpedanz berücksichtigt. Der Punkt 4 mm vor Ende des Gehörgangs wird als Position für die Modellierung des Schalldrucks am Trommelfell gewählt, da angenommen wird das sich hier in etwa der Umbo (tiefster Punkt des Trommelfells) befindet. Unabhängig vom Gehörgangsmodell wird hier ein Quellenmodell erstellt, welches die Schallquelle als Schallflussquelle modelliert.

In Blau et al. (2010) und Sankowsky et al. (2011) wird ein abgewandeltes Verfahren angewandt. Auch hier wird, wie in Lodwig (1997), ein Scheibchenmodell des Gehörgangs erstellt. Der Algorithmus zur Bestimmung der Gehörgangsparameter ist jedoch insofern abgewandelt, dass im Gegensatz zu Lodwig (1997) nicht alle Parameter aufeinmal angepasst werden. Bei dem hier verwendeten Algorithmus werden zu Beginn zwei Parameter angepasst. Erst wenn der Fehler der Anpassung einen bestimmten Wert unterschreitet werden zwei weitere Parameter hinzugenommen und die Anpassung der Paramter beginnt erneut. Zudem wird hier die mittlere Trommelfellimpedanz nach Hudde und Engel (Hudde & Engel (1998b)) in ihrem Betrag angepasst.

Eine Quellenabhängige Modellierung sieht das Verfahren nach Schmidt & Hudde (2008) vor. Bei diesem Verfahren wird an einem beliebigen Punkt im geschlossenen Gehörgang der Schalldruck gemessen. Im Frequenzbereich des Schalldrucks ergeben sich durch die Leitungseigenschaften des Gehörangs bei bestimmten Frequenzen Minima. Durch Variierung der Messposition im Gehörgang kann überprüft werden, ob es sich tatsächlich um eine Leitungsresonanz handelt, da sich mit ändernder Position im Gehörgang auch die Position der Minima im Frequenzbereich ändern muss. Mit Hilfe dieser Information wird der Restgehörgang als Zylinder, für ein Minimum im Frequenzbereich, oder als konisch zusammenlaufender Zylinder, für zwei Minima im Frequenzbereich, modelliert. Zudem wird eine rein resistive Impedanz für den Restgehörgang angepasst, die keinen Einfluss auf die spektrale Lage der Minima hat.

Um den Einfluss von stehenden Wellen unter Kalibrierungsaspekten zu verringern wird in bestimmter Literatur (Withnell et al. (2009), McCreery et al. (2009), Scheperle et al. (2008) und Farmer-Fedor & Rabbit (2002)) der Forward Pressure Level (FPL) als Bezugsgröße für im-Ohr Kalibrierungen diskutiert. Hier wird unter Zuhilfenahme einer Impedanzmessung am Anfang des Gehörgangs und der daraus resultierenden Reflektanz der Schall im Gehörgang bzw. an der Messpostion in fortlaufenden und rücklaufenden Schall aufgeteilt. Die grundlegende Idee besteht darin, dass durch eine Aufteilung des Schalls im Gehörgang der Einfluss von stehenden Wellen ausgeschlossen wird. Eine ähnliche Idee verfolgt die Nutzung des Sound Intensity Levels (SIL) für die im Ohr Kalibrierung. In Neely & Gorga (1998) und Farmer-Fedor & Rabbit (2002) konnte gezeigt werden, dass der SIL weniger von stehenden Wellen beeinflusst wird als der Schalldruckpegel.

In den folgenden Abschnitten werden die hier erwähnten Modelle im Detail vorgestellt.

3.1.1 Impedanzbasierte Modellierung des Gehörgangs

Das in dieser Arbeit verwendete Modell der impedanzbasierten Vorhersage des Schalldrucks vor dem Trommelfell basiert auf Blau et al. (2010) und Sankowsky et al. (2011) . Wie bereits erwähnt wird durch die Messung der Gehörgangsimpedanz ein Scheibchenmodell auf den individuellen Radiusverlauf angepasst. Für die Messung der Gehörgangsimpedanz wird das Prinzip nach Stirnemann (2008) angewandt. Für die Kalibrierung der Quelle werden sechs Impedanzen ($\underline{Z}_{cal}$) verwendet, deren Eigenschaften bekannt sind bzw. berechnet werden können. Diese bekannten Impedanzen werden über ein kleines Tischchen (In Abbildung 3.1 als „calibration plane“ angegeben) an die Schallquelle und das Sondenmikrofon angekoppelt. Die Modellierung dieses Messaufbaus ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Da sich das Sondenmikrofon nicht direkt an der Stelle der Schallquelle befindet, ist eine Modellierung mit zwei Transfermatrizen vorgesehen. Aus den messbaren Übertragungsfunktionen von Mikrofon-

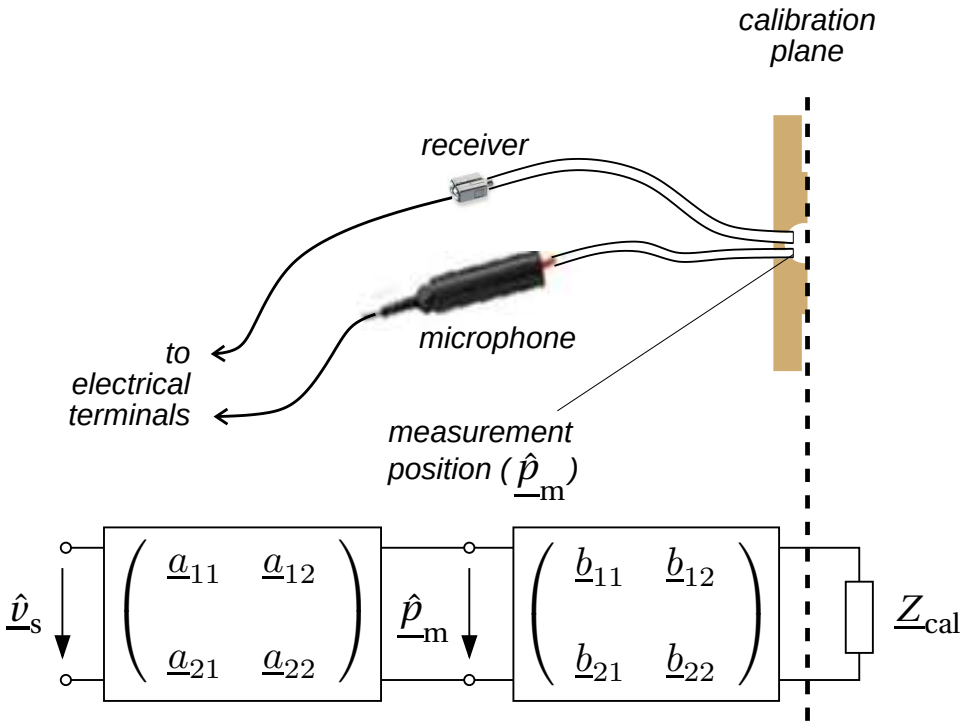


Abbildung 3.1: Modellierung der Kalibrierung mit Hilfe von zwei Transfermatrizen (Bild aus Blau et al. (2010)).

spannung bezogen auf die Quellspannung ($\frac{\hat{v}_M}{\hat{u}_s}$) ergibt sich die Lastimpedanz Z_L zu

$$\underline{Z}_L = \frac{\underline{x}_3 - \underline{x}_2 \frac{\hat{v}_M}{\hat{v}_S}}{\frac{\hat{v}_M}{\hat{v}_S} - \underline{x}_1}, \tag{3.1}$$

mit den Parametern

$$\underline{x}_1 = (\underline{a}_{11} + \frac{\underline{a}_{12}\underline{b}_{21}}{\underline{b}_{11}})/B, \tag{3.2}$$

$$\underline{x}_2 = \frac{\underline{b}_{12}}{\underline{b}_{11}} \text{ und} \tag{3.3}$$

$$\underline{x}_3 = (\frac{\underline{a}_{12}\underline{b}_{22} + \underline{a}_{11}\underline{b}_{12}}{\underline{b}_{11}})/B. \tag{3.4}$$

Die Empfindlichkeit des Mikrofons ist mit B bezeichent in [V/Pa]. Für die Messung an sechs bekannten Kalibrierimpedanzen ergibt sich das folgende überbestimmte Gleichungssystem, welches im Sinne des kleinsten quadratischen Fehlers gelöst werden kann.

$$\begin{pmatrix} \underline{Z}_{Cal,1}\frac{1}{\underline{H}_1} \\ \underline{Z}_{Cal,2}\frac{1}{\underline{H}_2} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ \underline{Z}_{Cal,6}\frac{1}{\underline{H}_6} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{Z}_{Cal,1} & -\frac{1}{\underline{H}_1} & 1 \\ \underline{Z}_{Cal,2} & -\frac{1}{\underline{H}_2} & 1 \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \underline{Z}_{Cal,6} & -\frac{1}{\underline{H}_6} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{x}_1 \\ \underline{x}_2 \\ \underline{x}_3 \end{pmatrix} \tag{3.5}$$

Für die Kalibrierung werden drei Volumen und drei Zylinder als Impedanzen verwendet. Der berechnete Verlauf der Impedanzen, sowie der gemessene ist in Abbildung 3.2 dargestellt. Durch die Kalibrierung an sechs bekannten Impedanzen kann bei einer Schalldruckmessung am Gehörgangseingang auf die Impedanz des Gehörgangs geschlossen werden.

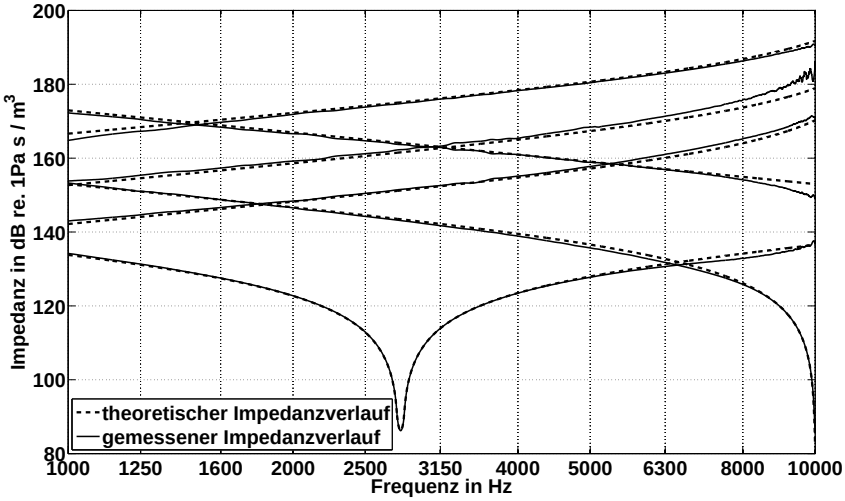


Abbildung 3.2: Theoretischer (gestrichelte Linie) und gemessener (durchgezogene Linie) Frequenzgang der sechs Kalibrierimpedanzen

Die Modellierung des Gehörgangs erfolgt mit Rohre (Scheibchen) gleicher länger und unterschiedlicher Fläche. Auch an dieser Stelle erfolgt die Betrachtung über Zweitore. Die Zweitorparamter für ein Rohr mit der Fläche A werden wie folgt berechnet.

$$\underline{C} = \begin{pmatrix} \underline{c}_{11} & \underline{c}_{12} \\ \underline{c}_{21} & \underline{c}_{11} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cosh \underline{\gamma} l & Z_\omega \sinh \underline{\gamma} l \\ \frac{1}{Z_\omega} \sinh \gamma l & \cosh \underline{\gamma} l \end{pmatrix} \tag{3.6}$$

mit dem Ausbreitungskoeffizienten (unter Vernachlässigung von Verlusten)

$$\underline{\gamma} = i \frac{\omega}{c} \tag{3.7}$$

und der Wellenimpedanz

$$Z_\omega = \frac{\rho c}{A}. \tag{3.8}$$

Im Zusammenhang mit der hier vorgestellten Modellierung werden jedoch Verluste nach Keefe (1984) berücksichtigt. In Hudde & Engel (1998a) wird angegeben, dass eine Verdreifachung des Realteils des Ausbreitungskoeffizienten nach Keefe (1984) in guter Übereinstimmung mit mit den Verlusten im menschlichen Ohr ist. Die Länge des einzelnen Elements ist hier mit l bezeichnet. Durch Multiplikation der einzelnen Zweitorparameter der Rohre ergibt sich die Übertragungsmatrix des gesamten Gehörgangs $\underline{E}$. Um einen möglichst natürlichen Verlauf des Gehörgangs nach zustellen, wird die Radiusfunktion mit Sinustermen einer Fouriereihe modelliert. Die Anpassung dieser Terme, sowie die Gehörgangslänge l, erfolgt mittels iterativen Verfahren (für nähere Informationen siehe Blau et al. (2010)), welches die Parameter so anpasst, dass die Phase der Reflektanz des Modells optimal im Sinne des kleinsten quadratischen Fehlers zur gemessenen Phase der Reflektanz passt. Die Reflektanz ergibt sich aus der gemessenen Gehörgangsimpedanz $\underline{Z_{ec}}$ und der Wellenimpedanz Z_ω eines Rohres mit einem Radius von 3,5 mm.

$$\underline{R}_{ec} = \frac{\underline{Z}_{ec} - Z_\omega}{\underline{Z}_{ec} + Z_\omega} \tag{3.9}$$

$$Z_\omega = \frac{\rho c}{3,5^2 \; mm^2 \pi}$$

Die zu minimierende Kostenfunktion ergibt sich zu

$$M = \sum_{3000 \; Hz}^{10000 \; Hz} (arg\{\underline{R}_{ec}\} - arg\{\underline{R}_{model}\})^2 |R_{ec}|, \tag{3.10}$$

wobei $arg\{\underline{R}_{ec}\}$ die Phase der Reflektanz angibt. Aufgrund der hohen Trommelfellimpedanz wird die Phase der Reflektanz ab ca. 3000 Hz primär vom Querschnittsverlauf und von der Länge des Gehörgangs beeinflusst und eignet sich somit sehr gut für die Anpassung der Parameter. Verluste werden bei der Berechnung der modellierten Impedanz vernachlässigt. Dadurch wird Rechenzeit eingespart und die Impedanz der Rohrsegmente wird durch eine einfache T-Schaltung aus akustischer Masse und akustischer Nachgiebigkeit modelliert. Mit Hilfe der Radiusfunktion und der Gesamtlänge des Restgehörgangs können nun die Gehörgangsparamater der Matrix $\underline{E}$ (siehe Abbildung 3.3) bestimmt werden.

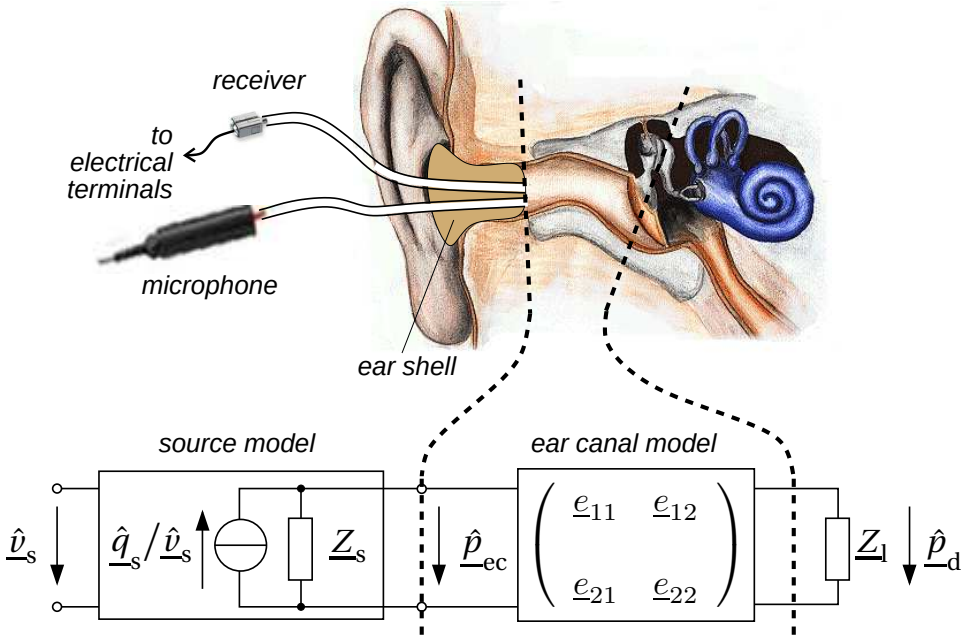


Abbildung 3.3: Modellierung des Gehörgangs mit Hilfe eines Zweitors, einer Quelle und einer Parallelschaltung aus Trommelfellimpedanz und Impedanz des Restvolumens

Für Frequenzen deren Wellenlänge größer der zehnfachen Länge der Gehörgangslänge sind, wird eine individuelle Trommelfellimpedanz verwendet, die sich nach folgender Formel ergibt (Blau et al. (2010)):

$$\underline{Z}_D \| \underline{Z}_{Le} = \frac{1}{1/\underline{Z}_{ec} - 1/\underline{Z}_{Vol}} \tag{3.11}$$

$\underline{Z}_{Le}$ stellt hier ein akustisches Leck dar, welches sich durch eine unzureichende Abschließung des Gehörgangs durch die Otoplastik ergibt. Die Impedanz des Gehörgangvolumens (berechnet aus dem Scheibchenmodell) wird mit $\underline{Z}_{Vol}$ berücksichtigt und $\underline{Z}_{ec}$ gibt die Gesamtimpedanz des Gehörgangs an. Für Frequenzen deren Wellenlänge kleiner der zehn fachen Länge der Gehörgangslänge entspricht wird eine mittlere Trommelfellimpedanz im Betrag angepasst, die sich wie folgt berechnet (Sankowsky et al. (2011)).

$$\omega = \frac{1}{0,2 f_1} \sum_{f=0,8 f_1}^{f_1} |\underline{Z}_{D,ind}/\underline{Z}_{D,HE}| \tag{3.12}$$

$$\underline{Z}_{D,ind} = \omega \cdot \underline{Z}_{D,HE}, \text{ für } f > f_1 \tag{3.13}$$

Die mittlere Trommelfellimpedanz nach Hudde/Engel (Hudde & Engel (1998b)) ist hier mit $\underline{Z}_{D,HE}$ bezeichnet.

Um nun mit Hilfe der verschiedenen Teilimpedanzen den Schalldruck am Trommelfell schätzen zu können, müssen die Quellparameter bekannt sein. Wie diese Parameter bestimmt werden, wird in Abschnitt 3.2 beschrieben.

3.1.2 Modellierung des Gehörgangs nach Schmidt/Hudde (2008)

Die Gehörgangsmodellierung nach (Schmidt & Hudde (2008)) erfolgt über eine Schalldruckmessung an einer beliebigen Stelle im Gehörgang, jedoch nicht direkt am Trommelfell. Die Quelle sowie der Gehörgang werden als ein Element modelliert. Abbildung 3.4 zeigt den prinzipiellen Aufbau der Messung. Der Schalldruck im Gehörgang ist hier mit $\underline{\widehat{p}}_{ec}$ bezeichnet und der Schalldruck am Trommelfell

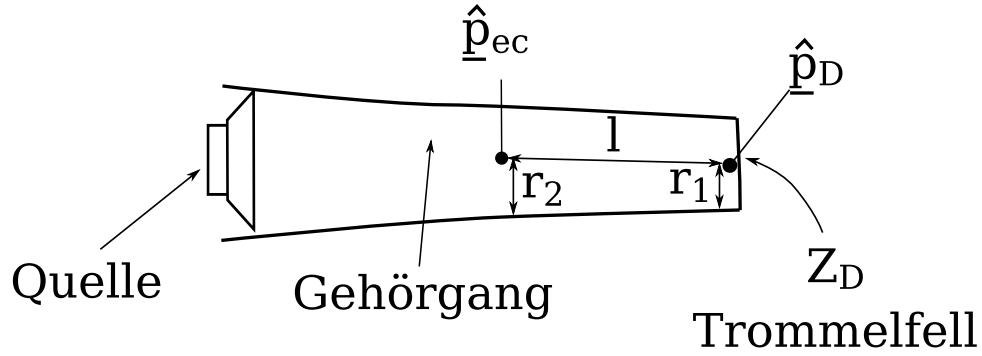


Abbildung 3.4: Modell zur Gehörgangsmodellierung nach Schmidt & Hudde (2008)

mit $\underline{\widehat{p}}_D$. r_1 und r_2 stellen die Radien an verschiedenen Positionen im Gehörgang dar. In Abbildung 3.5 ist eine Übertragungsfunktion (Mikrofonspannung relativ zu Quellspannung) dargestellt. Die Messung erfolgt hier, wie auch bei allen anderen Messungen nach dieser Methodik, 5 mm von der innen Seite der Otoplastik entfernt. Im Bereich um 8300 Hz ist deutlich ein Minimum zu erkennen, dass

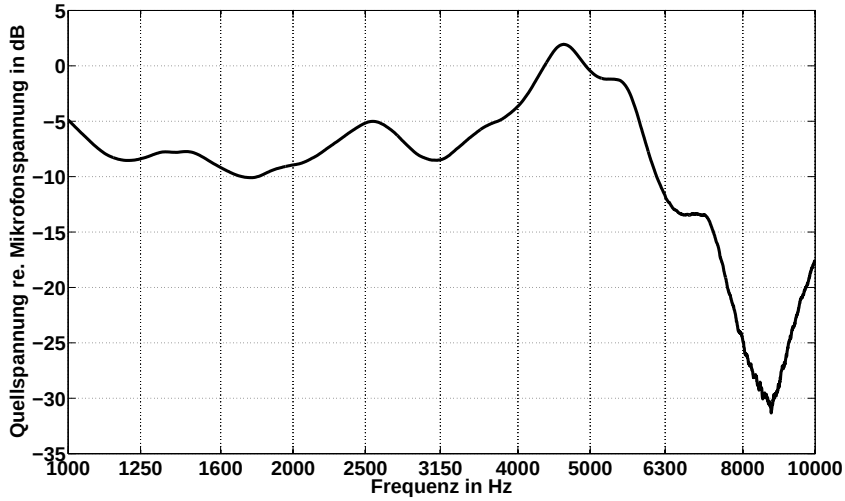


Abbildung 3.5: Minimum im Frequenzbereich wie es sich bei einer Messung am geschlossenen Gehörgang ergibt. Die Messung erfolgte 5 mm von der innen Seite der Otoplastik entfernt.

sich aus der Leitungswirkung des Restgehörgans ergibt. Je nachdem wie viele Minima im Frequenzbereich detektiert werden, wird ein zylindrisches Gehrörgangsmodell (ein Minimum) oder ein konisches Gehrörgangsmodell (zwei Minima) erstellt.

Sofern es sich um ein zylindrisches Gehörgangsmodell handelt, werden die Parameter der Übertragungsmatrix nach Formel 3.6 berechnet. Bei einem konischen Modell ergeben sich die Parameter nach

der folgenden Gleichung (Sankowsky et al. (2011)).

$$\underline{C} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{pmatrix} \tag{3.14}$$

$$= \begin{pmatrix} \frac{z_2}{z_1}\cos kl - \frac{1}{kz_1}\sin kl & iZ_\omega \frac{z_2}{z_1}\sin kl \\ \frac{i}{Z_\omega}\frac{z_2}{z_1}(1+\frac{1}{k^2 z_1 z_2})\sin kl - \frac{i}{kz_2}(1-\frac{z_1}{z_2})\cos kl & \frac{1}{kz_2}\sin kl + \frac{z_1}{z_2}\cos kl \end{pmatrix} \tag{3.15}$$

Die Werte z_1 und z_2 berechnen sich wie folgt.

$$z_1 = \frac{l}{\frac{r_2}{r_1}-1},\ z_2 = \frac{\frac{r_2}{r_1}l}{\frac{r_2}{r_1}-1} \tag{3.16}$$

Die Wellenzahl ist als $k = \frac{\omega}{c}$ definiert.

Die Übertragunsfunktionen $H = \frac{\underline{\widehat{p}}_D}{\underline{\widehat{p}}_{ec}}$ des zylindrischen oder konischen Modells berechnen sich für einen schallharten Abschluss wie folgt.

$$H_{zylindrisch} = \frac{1}{\cos\frac{2\pi f}{c}l} \tag{3.17}$$

$$H_{konisch} = \frac{1}{\frac{r_2}{r_1}\cos\frac{2\pi f}{c}l - (\frac{r_2}{r_1}-1)\frac{\sin\frac{\pi f}{c}l}{\frac{2\pi f}{c}l}} \tag{3.18}$$

Mit Hilfe der Minima im Frequenzbereich lassen sich die Parameter r (bzw. $\frac{r_2}{r_1}$) und l numerisch anpassen. Die rein resistive Abschlussimpedanz Z_D wird nach Bestimmung von r und l so angepasst, dass sich ein möglichst glatter Frequenzgang für den vorhergesagten Schalldruck am Trommelfell ergibt.

Für die Berechnung der Wellenimpedanz Z_ω wird eine Querschnittsfläche A benötigt. Der Radius für diese Querschnittsfläche wird mit 3 mm angenommen.

Die Messung des Schalldrucks erfolgt in dieser Arbeit 5 mm im Gehörgang. Der Restgehörgang vor der Messposition wurde nach Formel 3.6 mit $l = 5\ mm$ berechnet und ergibt, nach Multiplikation mit Formel 3.15 für einen koniches Modell bzw. Formel 3.6 für ein zylindrisches Modell, die Übertragungsmatrix für den gesamten Gehörgang.

3.1.3 Verwendung des Forward Pressure Levels, Transmitted Pressure Level und des Sound Intensity Levels als Bezugsgröße für im-Ohr Kalibrierungen

Die Problematik bei im Ohr Kalibrierungen besteht darin, dass es in einem beidseitig verschlossenem Rohr (vereinfachte Darstellung des verschlossenen Gehörgangs) zu stehenden Wellen kommt. Dadurch ergibt sich ein starke Ortsabhängigkeit des Schalldrucks im Gehörgang. Einige Überlegungen (Withnell et al. (2009), Neely & Gorga (1998), Farmer-Fedor & Rabbit (2002), Scheperle et al. (2008)) gehen in die Richtung, eine Größe im Gehörgang zu finden die unbeeinflusst von stehenden Wellen ist.

Die Schätzung des Schalldrucks im Gehörgang basiert ähnlich, wie bei der zuvor beschriebenen impedanzbasierten Methodik, auf einer Messung des Schalldrucks am Eingang des durch eine Otoplastik verschlossenen Gehörgangs. Auch hier wird mit Hilfe dieser Messung die Impedanz an diesem Punkt ermittelt. Eine schematische Darstellung des Aufbaus sowie der betrachteten Schallkomponenten im Gehörgang zeigt Abbildung 3.6. Das gemessene Mikrofonsignal stellt hier $\underline{\widehat{p}}_m$ dar. Zudem wird in der Abbildung der auf das Trommelfell einfallende Schall ($\underline{\widehat{p}}_i$ bzw. FPL für Forward Pressure Level mit Bezug auf $p_0 = 20\mu$ Pa), der durch das Trommelfell reflektierte Schall ($\underline{\widehat{p}}_r$) und der durch das Trommelfell transmittierte Schall ($\underline{\widehat{p}}_t$ bzw. TPL für Transmitted Pressure Level mit Bezug auf $p_0 = 20\mu$

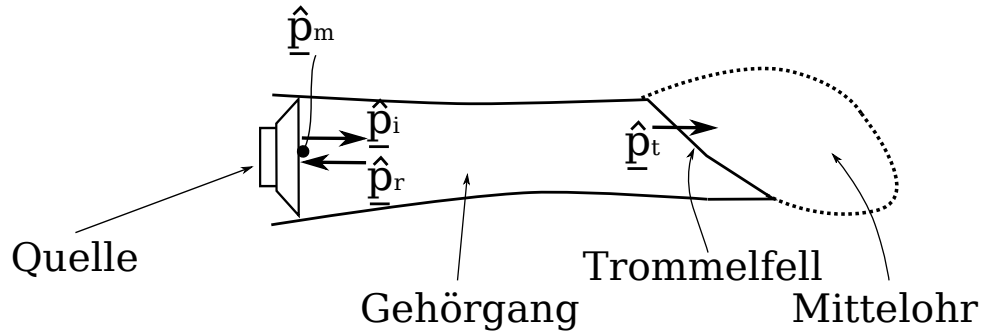


Abbildung 3.6: Darstellung der einzelnen Schallkomponenten im Gehörgang bei Abschluss des Gehörgangs mit einer Schallquelle.

Pa) betrachtet. Als mögliche Bezugsgröße für Hörschwellen wird in Withnell et al. (2009) besonders der Forward Presure Level ($\underline{\widehat{p}}_i$) diskutiert der sich wie folgt berechnet.

$$\underline{p}_i^{th} = \frac{\underline{p}_m^{th}}{1 + \underline{R}_m} \tag{3.19}$$

$$FPL = 20log_{10}(\frac{\underline{p}_i^{th}}{p_0})dB \tag{3.20}$$

Die Reflektanz an der Mikrofonposition wird nach Formel 3.9 berechnet. Das hochgestellte th zeigt den Bezug des Signals zur Hörschwelle der jeweiligen Versuchsperson an. Der Transmitted Pressure Level ($\underline{\widehat{p}}_t$), kurz TPL, berechnet sich aus dem FPL nach

$$|p_t^{th}| = |(1 - \underline{R}_{tm})\underline{p}_i^{th}| \tag{3.21}$$

mit

$$\underline{R}_{tm} = \underline{R}_m e^{2ikl_{ec}}. \tag{3.22}$$

$$TPL = 20log_{10}(\frac{p_t^{th}}{p_0})dB \tag{3.23}$$

Die Phase der Reflektanz wird über die Länge des Gehörgangs l_{ec} korrigiert, wodurch sich der Reflexionsgrad am Trommelfell ($\underline{R}_{tm}$) ergibt.

In Neely & Gorga (1998) McCreery et al. (2009), Scheperle et al. (2008) und Farmer-Fedor & Rabbit (2002) wurde untersucht inwiefern sich die Schallintensität (Sound Intensity Level, kurz SIL) als mögliche Bezugsgröße heranziehen lässt, da diese nicht von stehenden Wellen beeinflusst wird. Die Schallintensität (I) berechnet sich wie folgt aus Schalldruck ($\underline{\widehat{p}}_m$) und Realteil der Admittanz ($G = real(\underline{Z}^{-1})$) (vgl. Scheperle et al. (2008)).

$$I = \frac{1}{2}|\underline{p}_m^{th}|^2 \cdot G \tag{3.24}$$

Der SIL ergibt sich mit Bezug auf $I_0 = 10^{-12}W/m^2$ zu

$$SIL = 10log_{10}(\frac{I}{I_0})dB \tag{3.25}$$

3.2 Quellenmodellierung

Für die konkrete Ermittlung des Schalldrucks am Trommelfell werden Quellparameter wie z.B. Schallfluß $\underline{\widehat{q}}_Q$ und Quellimpedanz $\underline{Z}_Q$ benötigt. Diese Parameter werden in dieser Arbeit mit Hilfe von vier

Leitungsimpedanzen, die als Rohre mit gleichem Durchmesser, jedoch unterschiedlicher Länge ausgeführt sind, bestimmt (Blau et al. (2010)). Am Ende der Rohre wird eine 1/4“ Elektretkapsel des Typs Sennheiser KE4 eingelassen. Der Abschluss durch das Mikrofon wird als schallhart betrachtet, so dass sich am Mikrofon ein Schallfluss $\underline{\widehat{q}}_M = 0$ ergibt. Das Elektretmikrofon wird während der Bestimmung der Quellparameter relativ zu einem Kupplermikrofon der Marke G.R.A.S. 40 AG kalibriert. Unter Berücksichtigung dieser Randbedingungen ergibt sich die in Abbildung 3.7 dargestellte Transfermatrix. Mit den durch die Abmessungen der Rohre bekannten Parameter der Transfermatrix T und

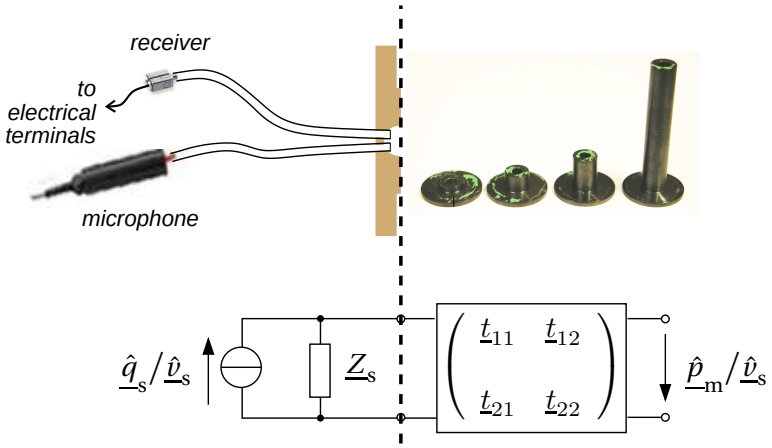


Abbildung 3.7: Ersatzschaltbild zur Ermittlung der Quellparameter mit Hilfe von Leitungsimpedanzen (Bild aus Blau et al. (2010))

der gemessenen Übertragungsfunktion zwischen Mikrofonspannung und Quellspannung ergibt sich das folgende überbestimmte Gleichungssystem, welches im Sinne des kleinsten quadratischen Fehlers gelöst werden kann.

$$\begin{pmatrix} \frac{\widehat{u}_Q}{\widehat{p}_{m,1}} & -t_{11,1} \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ \frac{\widehat{u}_Q}{\widehat{p}_{m,4}} & -t_{11,4} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{\widehat{q}_Q}{\widehat{u}_Q} \\ \frac{1}{Z_Q} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} t_{21,1} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ t_{21,4} \end{pmatrix} \tag{3.26}$$

Zur Ermittlung des Quellenmodels wird die Schallquelle über einen Schallschlauch an ein kleines Tischchen angeschlossen. Auf diesem werden dann nacheinander die verschiedenen Rohre befestigt. Das Sondenmikrofon, mit dem während der Impedanzmessungen der Schalldruck im Gehörgang oder am Gehörgangseingang gemessen wird, ist während dieser Prozedur ebenfalls mit am Tischchen angeschlossen um einen eventuellen Einfluss auf die Quellimpedanz mit zu berücksichtigen.

Kapitel 4

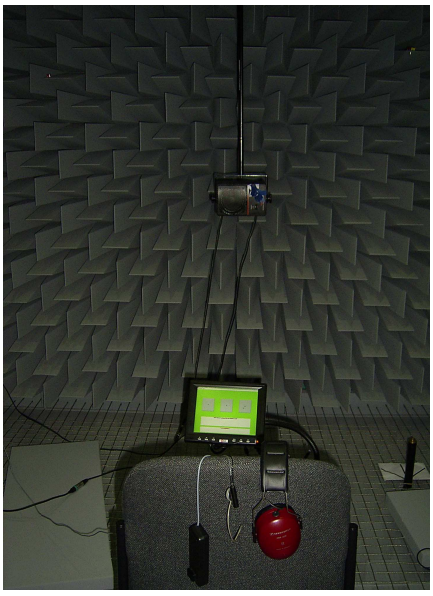
Versuchsaufbau und Kalibrierung

Im folgenden wird der Versuchsaufbau für alle Messungen sowie die Kalibrierung der einzelnen Komponenten beschrieben. Insbesondere für die Kalibrierung der Apparaturen werden mehrfach Übertragungsfunktionen ermittelt. Diese Übertragungsfunktionen entstehen in diesem Fall immer aus der Beziehung zwischen dem Signal eines Mikrofons und der Spannung an der Schallquelle (Lautsprecher(Fostex 6301B), Kopfhörer(Sennheiser HDA 200) oder Hörgerätetreiber(Knowles TWFK 23991)). Die Berechnung der Übertragungsfunktionen erfolgt mit Hilfe eines H1-Schätzers implementiert in PureData[1]. Der H1-Schätzer wird nach folgender Formel bestimmt.

$$H1 = \frac{\underline{\widehat{u}}^*_{Quelle} \cdot \underline{\widehat{u}}_{Mic}}{\underline{\widehat{u}}^*_{Quelle} \cdot \underline{\widehat{u}}_{Quelle}} \tag{4.1}$$

Das hochgestellte Sternchen (*) bezeichnet die komplexe Konjugation des entsprechenden Signals. Die Spannungen am Mikrofon und an der Schallquelle sind mit $\underline{\widehat{u}}_{Mic}$ und $\underline{\widehat{u}}_{Quelle}$ bezeichnet. Alle Messungen werden bei einer FFT-Blocklänge von 16384 und unter Verwendung eines Hann-Fensters mit 50% Überlapp durchgeführt.

4.1 Versuchsaufbau



Alle Messungen werden im reflexionsarmen Raum des Instituts für Hörtechnik und Audiolgie durchgeführt. Der Raum hat die Abmassungen von ca. 4 m x 4 m x 2 m. Die Wand-, Decken-, und Bodenelemente des Raumes bestehen aus 60 cm tiefen Basotec Schaumstoffkeilen, welche eine Sockelbreite von 12,5 cm im Quadrat haben. In der Mitte des Raumes steht ein Stuhl an dem ein Touchdisplay befestigt ist. Die Signalleitungen führen in einen benachbarten Raum wo sich der Computer befindet. Die Testsignale werden digital mit einer Amplitudenauflösung von 24 Bit und einer Samplingfrequenz von 44100 Hz generiert. Zum betreiben des Kopfhörers und des hier verwendeten Hörgerätetreibers wird zusätzlich ein Kophörertreiber von Tucker-Davis genutzt. Der Verusuchsaufbau für die Audiometrie und die Messungen zur Schätzung des Trommelfellschalldrucks werden in den folgenden Abschnitten erläutert. In der nebenstehenden Abbildung ist der Versuchsaufbau abgebildet.

[1] 2ch-fft Analyzer der Patch-Sammlung PureMeasurement implementiert von Matthias Blau (http://www.hoertechnik-audiologie.de/web/file/Forschung/Software.php)

4.1.1 Versuchsaufbau für die Kopfhöreraudiometrie, Freifeldaudiometrie und trommelfellbezogene Audiometrie

Die Durchführung der Audiometrie mittels Kopfhörer erfolgt mit einem Sennheiser HDA 200. Hierbei handelt es sich um einen geschlossenen, ohrumschließenden Kopfhörer. Der Kopfhörer wird über einen Kopfhörertreiber von Tucker-Davis betrieben. Der Kopfhörertreiber besitzt die Möglichkeit das Signal analog um 0 dB - 27 dB in drei dB Schritten abzuschwächen. Für jede Bestimmung der Hörschwelle wird eine Abschwächung von 27 dB gewählt. Dies garantiert einen ausreichend großen Abstand zum Quantisierungsrauschen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 4.1 illustriert. Für die Bestimmung

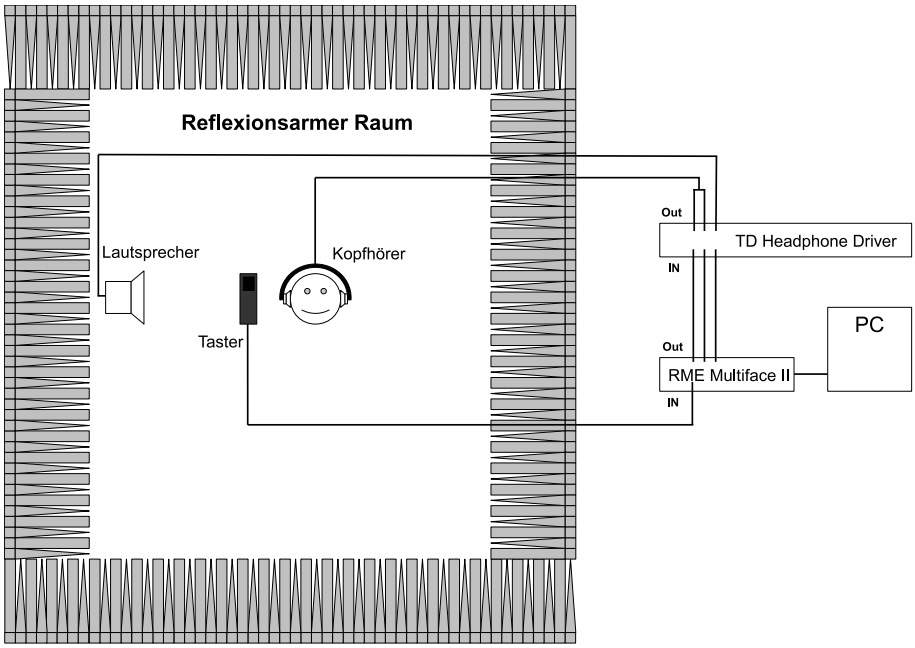


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für die Kopfhörer- und Freifeldaudiometrie

der Hörschwelle nach dem Bèkèsyverfahren (wie in 2.2 beschrieben) wird dem Probanden ein Taster zur Verfügung gestellt. Über den Taster wird ein Signalgenerator aktiviert, dessen Signal über die Soundkarte von der entsprechenden Software [2] detektiert wird. Das Vorhandensein eines Signals führt zur Reduzierung des Lautstärkepegels und die Abwesenheit eines Signals zur Erhöhung des Lautstärkepegels. Das Bèkèsy-Tracking startet bei einer Frequenz von 707 Hz und endet bei einer Frequenz von 11304 Hz. Der für die Auswertung relevante Frequenzbereich wurde auf 1000 Hz bis 10000 Hz beschränkt. Die Pegeländerung beträgt 2,5 dB/s. Die Frequenzauflösung über den kompletten Frequenzbereich beträgt 536 Punkte. Dies entspricht einem Frequenzraster von 20 Hz bzw. einer Auflösung von 135 Punkten pro Oktave.

Um die Schwelle mittels AFC-Audiometrie zu bestimmen (2.3) steht dem Probanden ein Touchscreen zur Verfügung, über den sie ihre Antwort geben kann. Auf dem Touchscreen sind während der Bestimmung der Hörschwelle mittels AFC-Audiometrie drei Knöpfe abgebildet, die zeitgleich mit der akustischen Präsentation farblich hervorgehoben werden. Die AFC-Audiometrie ist ein 1-up-1-down Verfahren mit einem Abruchkriterium von fünf Umkehrpunkten. Dies Zielt auf den 50% Punkt der psychometrischen Funktion und entspricht somit der Hörschwelle.

Der Versuchsaufbau für die Freifeldaudiometrie entspricht dem der Kopfhöreraudiometrie mit Ausnahme, dass die Präsentation des Stimulus über einen aktiven Lautsprecher (Fostex 6301B) erfolgt. Auch während dieser Messung befindet sich der Kopfhörertreiber in der Signalkette, da für die Soundkarte

[2] Bèkèsyaudiometer implementiert in PureData von Matthias Blau

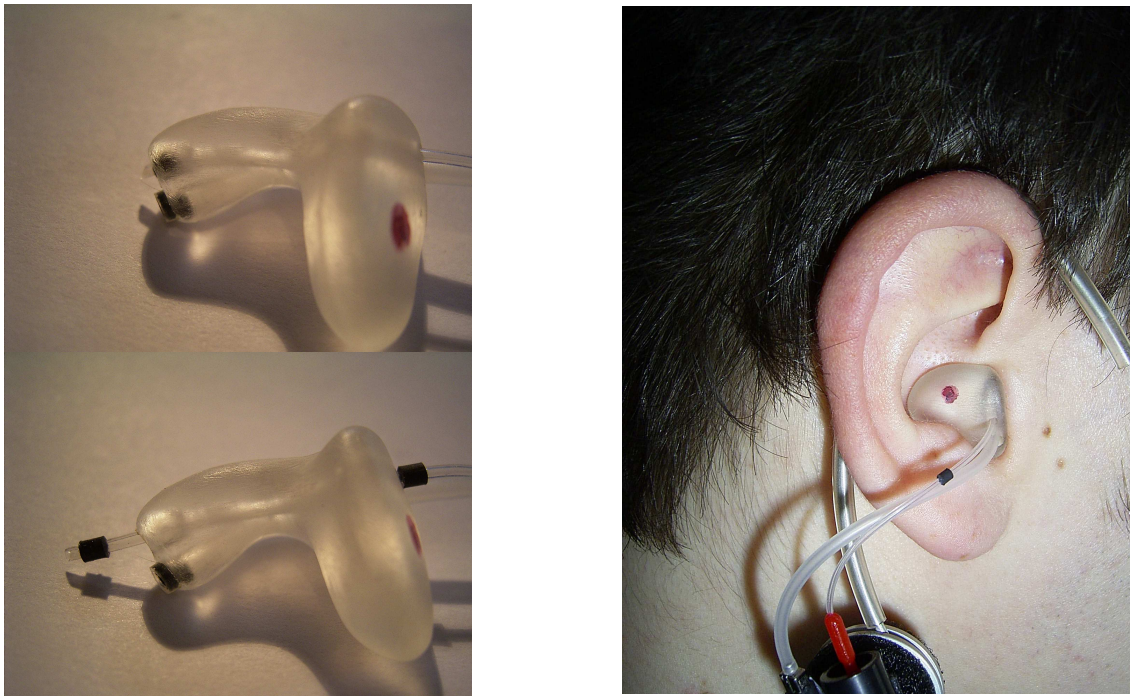


Abbildung 4.2: Otoplastik mit Schallschläuchen und Otoplastik im Ohr eines Probanden mit angeschlossenem Hörgerätetreiber und Sondenmikrofon

die Ausgangsspannung mit dem Kopfhörertreiber als Last bestimmt wurde. Dies wird für die Kalibrierung des Schalldruckpegels (siehe Abschnitt 4.2) benötigt. Der Lautsprecher befindet sich in 1,20 m Entfernung relativ zum Kopfmittelpunkt des Probanden. Die Höhe des Lautsprechers entspricht der Kopfhöhe des Probanden.

Während der trommelfellbezogenen Audiometrie erfolgt die Darbietung des Stimulus über einen Hörgerätetreiber, der ebenfalls für die Bestimmung des Trommelfellschalldrucks verwendet wird. Dieser Hörgerätetreiber ist über eine Otoplastik an das Ohr des Probanden gekoppelt. Da die Otoplastik eine zusätzliche Bohrung für das Sondenmikrofon besitzt, wird während der Audiometrie das Sondenmikrofon, an dieser Stelle frei von Funktion, ebenfalls angeschlossen, um diese Bohrung zu verschließen.

4.1.2 Versuchsaufbau für die Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell

Die Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell nach der impedanzbasierten Methodik und nach der Methodik nach Schmidt & Hudde (2008) erfolgt mit Hilfe von zwei Messungen. Für diese Messungen wurde ein Paar Otoplastiken für jeden Probanden angefertigt, die mit zwei Bohrungen für den Schallschlauch des Hörgerätetreibers und den Sondenschlauch des Mikrofons versehen sind. Die Messung nach Schmidt & Hudde (2008) erfolgt 5 mm vom Rand der Otoplastik auf der Gehörgangsseite entfernt. Während der impedanzbasierten Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell schließt der Sondenschlauch mit dem Rand der Otoplastik ab. Beide Schätzungen basieren auf der Messung einer Übertragungsfunktion des Sondenmikrofonsignals bezogen auf die Spannung des Hörgerätetreibers. Sowohl für die Impedanzmessung, als auch für die Messung nach Schmidt & Hudde (2008) wird der Hörgerätetreiber durch den Kopfhörertreiber betrieben. Für diese Messungen wird jedoch keine Abschwächung durch den Kopfhörertreiber gewählt, um einen ausreichend hohen Pegel erzeugen zu können. In Abbildung 4.2 links ist die Otoplastik eines Probanden mit den jeweiligen Schlauchpositionen dargestellt. Rechts ist diese Otoplostik im Ohr des Probanden abgebildet.

4.2 Kalibrierung der Apparaturen

Die Signalgenerierung erfolgt bei allen verwendeten Methodik digital. Der digitale Pegel wird in dB FS (Dezibel Full Scale) angeben. Dieser Pegel bezieht sich auf eine Vollaussteuerung des Signals mit einer maximalen Spitzenamplitude von |1|. Um nun einen Bezug zwischen digitalem- und dem Schalldruckpegel herstellen zu können, wird eine Kalibrierung benötigt. Hierfür wird digital ein Signal mit definiertem digitalen Pegel generiert. Über die Ankopplung der Schallquelle (Kopfhörer, Hörgerätetreiber, Lautsprecher) an ein künstliches Ohr bzw. an einen definierten Ort im Schallfeld, kann der Schallpegel in dB SPL von einem Schallpegelmesser abgelesen werden. Diese Kalibrierung wird diskret für bestimmte schmalbandige Signale durchgeführt und ist je nach Anzahl der Prüffrequenzen relativ zeitaufwändig. Alternativ ist es möglich mit Hilfe einer gemessenen Übertragungsfunktion (im künstlichem Ohr oder Freifeld) bei bekannter Mikrofonempfindlichkeit und bekanntem elektrischen Ausgangssignal der Soundkarte einen Bezug zwischen dem digitalen und dem Schalldruckpegel herzustellen (wie in folgender Gleichung dargestellt). Mit solch einer Messung lassen sich deutlich mehr Punkte in entsprechender Zeit messen.

$$\underline{Cal} = \frac{\underline{H} \cdot Out}{B}$$

$$[Pare.FullScale] = \frac{[\frac{V}{V}] \cdot [Vre.FullScale]}{[\frac{V}{Pa}]}$$

H entspricht hier der Übertragungsfunktion der Schallquelle in Bezug auf die Spannung an der Schallquelle. Bei der Übertragungsfunktion wird das elektrische Signal des Schallgebers in Volt auf das elektrische Signal des Mikrofons, ebenfalls in Volt, bezogen. Out bezeichnet das elektrische Ausgangssignal der Soundkarte in Volt und muss vorab, abhängig von der Lastimpedanz mit dem der Ausgang der Soundkarte belastet wird, ermittelt werden. Der Output der hier verwendeten Soundkarte ist bei konstantem digitalen Pegel für alle Frequenzen nahezu identisch. Daher reicht es, dass elektrische Ausgangssignal bei einer Frequenz zu ermitteln oder mit einem breitbandigen Signal abzuschätzen. Die Ausgabe der Soundkarte ist jedoch bedingt abhängig von der angeschlossenen Last. Daher ist der ermittelte Wert nur gültig für das angeschlossene Gerät, wie zum Beispiel in diesem Fall ein Kopfhörertreiber. Die Ausgangsspannung der Soundkarte ist proportional Abhängig von dem digitalem Pegel, was in der Gleichung mit re. Full Scale angegeben ist. B stellt die Mikrofonempfindlichkeit dar.

Die konkrete Kalibrierung der verschiedenen Apparaturen wird in den folgenden Abschnitten beschrieben und illustriert.

4.2.1 Kalibrierung der Apparatur für die Kopfhörer basierte Audiometrie

Die Kalibrierung des Kopfhörers erfolgt mit Hilfe eines künstlichen Ohres nach DIN EN ISO 60318-1 (1999). Der Kopfhörer wird mit einer Seite auf das künstliche Ohr gelegt, wobei die andere Seite unter dem Tisch, auf den sich das künstliche Ohr befindet, geklemmt wird. Damit eine Andruckkraft von ca. 10 N entsteht, muss zwischen den beiden Ohrhörern[3] ein Abstand von 13,5 cm vorhanden sein. Zudem wird der auf dem künstlichem Ohr aufliegende Ohrhörer mit einem Bügel fixiert.

Die Übertragungsfunktion wird ermittelt, indem das Mikrofonsignal in Relation zur Spannung am Ohrhörer gesetzt wird. Die Anregung erfolgt mit einem breitbandigen Signal. Im Falle der in Abbildung 4.3 dargestellten Übertragungsfunktionen wurde der Ohrhörer mit einem weißen Rauschen angeregt. Die Umrechnung auf den Schalldruckpegel erfolgt, wie in 4.2 beschrieben, über die Mikrofonempfindlichkeit und die bekannte elektrische Ausgabe der Soundkarte.

[3] ein Stereo-Kopfhörer besteht aus zwei Ohrhörern, die mit einem Bügel verbunden sind

Abbildung 4.3 zeigt die Übertragungsfunktionen eines Sennheiser HDA 200 ermittelt mit weißem Rauschen (schwarz durchgezogen Linie) und diskret mit Sinui verschiedener Frequenz (schwarz durchgezogene Punkte). Im Falle der diskreten Messung wurde der Schalldruckpegel mit Hilfe eines Schallpegelmessers bestimmt. In der gleichen Farbkonstellation, jedoch mit Bezug zur Achse auf der rechten Seite der jeweiligen Abbildungen, sind die Differenzen der beiden Kurven zueinander dargestellt (einmal an den Messpunkten des Sinus (schwarz durchgezogen gepunktet) und einmal gemessen an mehreren Punkten mit weißem Rauschen (schwarz durchgezogen)). Die Abbildungen zeigen, dass die Differenz

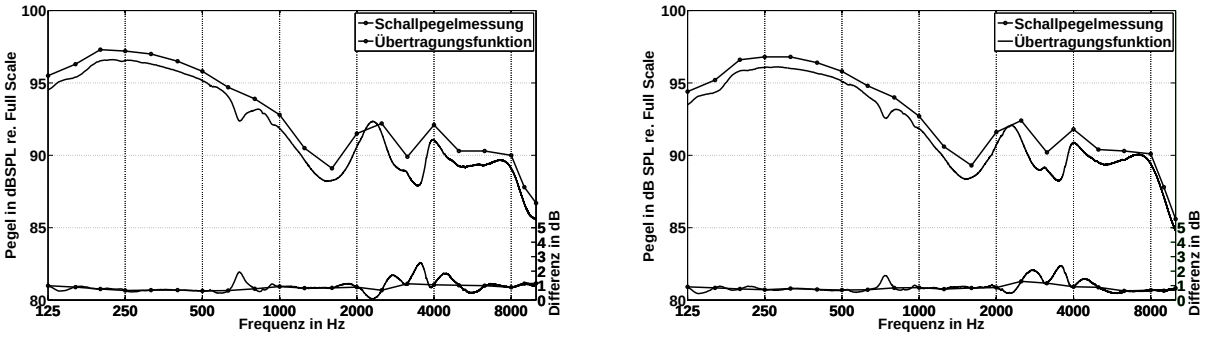


Abbildung 4.3: Vergleich der Übertragungsfunktionen in dB SPL eines Sennheiser HDA 200 ermittelt mit weißem Rauschen als Anregung (durchgezogen) und einmal angeregt mit Sini verschiedener Frequenzen (gepunktet). Im unteren Bereich der Abbildung ist die Differenz an den Messfrequenzen des Sinus dargestellt (gepunktet) und die Differenz zwischen allen Punkten der Übertragungsfunktionen (druchgezogen).

an den Messfrequenzen des Sinus bei ca. 1 dB liegt. Die Differenz zwischen allen Punkten beider Übertragungsfunktionen ist teilweise zwischen den Messfrequenzen des Sinus größer. Zwischen den Messfrequenzen des Sinus ist die Übertragungsfunktion des Kopfhörers nicht bekannt, daher bildet die Messung der Übertragungsfunktion, ermittelt mit weisem Rauschen, das Übertragungsverhalten des Kopfhörers genauer ab. Die Empfindlichkeit des Mikrofons wurde zur Berechnung des Schalldruckpegels aus dem Datenblatt des Mikrofons entnommen. Für die diskrete Messung wurde der Schallpegelmesser auf das Mikrofon mit Hilfe eines Kalibrators (1 kHz; 94 dB SPL) kalibriert. Es ist möglich, dass die tatsächliche Mikrofonempfindlichkeit leicht von der aus dem Datenblatt abweicht und dass dadurch kleine Differenzen auftreten. Trotz dieser Differenz wird diese Art der Kalibrierung im weiteren Verlauf der Arbeit bevorzugt.

Die endgültigen Kalibrierwerte für die Messungen zur Ermittlung der Hörschwelle ergeben sich durch Verrechnung der Bezugshörschwelle für den Sennheiser HDA 200 (DIN EN ISO 389-8 (2004)) mit den zuvor ermittelten Kalibrierwerten.

$$Cal_{dBHL} = Cal_{dBSPL} - RetSPL$$

Diese Werte (Cal_{dBHL}) beziehen sich auf einen digitalen Pegel von 0 dB FS.

4.2.2 Kalibrierung der Apparatur für die Audiometrie im Freifeld

Für die Kalibrierung des freien Schallfeldes wird vorab ein Referenzpunkt im Schallfeld definiert an dem sich der Kopfmittelpunkt des Probanden während der Messung zur Bestimmung der Hörschwelle befindet. Wie im vorherigen Abschnitt wird eine diskrete Messung mit Sini mit einer Messung mit weißem Rauschen verglichen. Aus der Messung der Übertragungsfunktion mit weißem Rauschen wird wie zuvor mit Hilfe der Mikrofonempfindlichkeit und dem elektrischen Ausgangssignal der Soundkarte der Schalldruckpegel berechnet. Die Übertragungsfunktion wird in diesem Fall mit einem Freifeldmikrofon gemessen. In Abbildung 4.4 ist zu sehen, dass die Differenz der Übertragungsfunktionen an

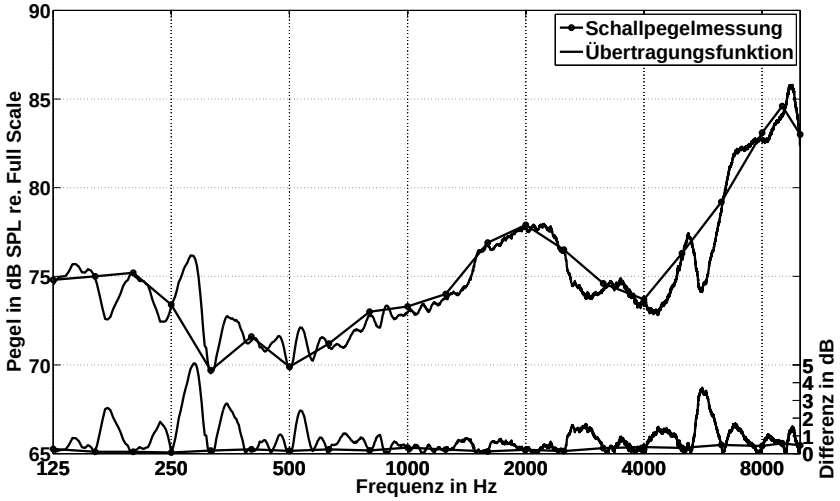


Abbildung 4.4: Vergleich der Übertragungsfunktionen in dB SPL einer Lautsprecherbox Fostex 6301B ermittelt mit weißem Rauschen als Anregung (durchgezogen) und einmal angeregt mit Sini verschiedener Frequenzen (gepunktet). Im unteren Bereich der Abbildung ist die Differenz an den Messfrequenzen des Sinus dargestellt (gepunktet) und die kontinuierliche Differenz (druchgezogen).

den Messpunkten des Sinus nahe 0 dB liegt. Die Differenz zwischen den Messfrequenzen des Sinus ist deutlich größer und erreicht bis zu 5 dB. Die Messung der Übertragungsfunktion mit weißem Rauschen spiegelt das Übertragungsverhalten der Lautsprecherbox genauer wieder und wird daher als Kalibriermethode bevorzugt.

Der Bezug zur Hörschwelle wird wie in Abschnitt 2.1.1 bzw. nach DIN EN ISO 389-7 (2005) durch entsprechende Verrechnung hergestellt.

4.2.3 Kalibrierung der Apparatur zur Bestimmung der trommelfellbezogenen Hörschwelle

Die Kalibrierung der Apparatur erfolgt mit Hilfe des individuellen Verlaufs des Trommelfellschalldrucks bezogen auf die Spannung am Hörgerätetreiber. Ermittelt werden diese Daten nach den Methoden beschrieben in Abschnitt 3. Mit der bekannten Ausgangsspannung der Soundkarte kann den Schalldruckpegel geschlossen werden. Ebenso wie in den vorherigen Abschnitten wird so der Schalldruckpegel an der Hörschwelle des Probanden berechnet. In diesem Fall bezieht sich der Schalldruckpegel jedoch nicht auf ein mittleres Gehörgangsmodell bzw. mittlere Probandendaten (dB HL), sondern auf den Schalldruck am Trommelfell des Probanden.

4.3 Versuchsdurchführung

In diesem Kapitel wird das Probandenkontingent vorgestellt, sowie wie dieses auf Eignung für die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen untersucht wurde. Zudem wird der generelle Versuchsablauf und die Instruktion der Probanden beschrieben.

4.3.1 Auswahl der Probanden

Die Probanden, die für die Untersuchungen dieser Arbeit herangezogen wurden sind aus dem Fundus der Studenten des Instituts für Hörtechnik und Audiologie ausgewählt worden. Das durchschnittliche Alter der 20 Probanden betrug zum Zeitpunkt der ersten Messungen 23 Jahre. Vor Beginn der Messungen wurden alle Probanden eingehend otologisch untersucht. Keiner der Probanden wies eine Deformierung der äußeren Strukturen des Ohres und ebenfalls keine Auffälligkeiten des Tonaudiogramms auf. Ebenso zeigte eine Otoskopie aller Probanden, dass keine Verstopfung oder Fehlbildung des Gehörgängs vorlag. Das Tonaudiogramm wurde mit einem Audiometer der Marke Siemens Unity II angefertigt. Ein zusätzliches, für jeden Proband erstelltes Tympanogramm zur Überprüfung der Mittelohrfunktion zeigte ebenfalls für keinen Probanden Auffälligkeiten. Die Ergebnisse der Audiometrie sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Gezeigt wird der Mittelwert sowie Maximal- und Minimalwert. In der Abbildung 4.5 ist zusehen, dass sich der Mittelwert aller Probanden um 0 dB HL orientiert.

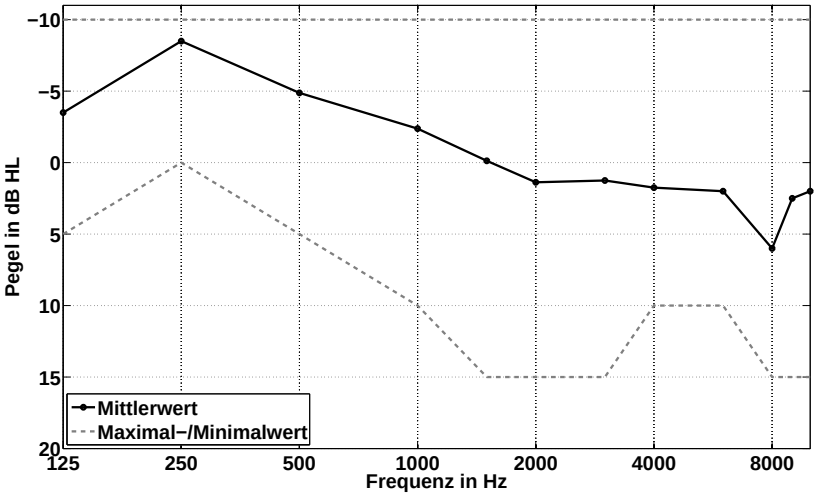


Abbildung 4.5: Ergebnisse der Voruntersuchung der 20 Probanden gemittelt über alle 40 Ohren

Es lässt sich somit feststellen, dass es sich bei dem Probandenkontingent um junge, normalhörende Probanden handelt.

4.3.2 Versuchsablauf und Durchführung

Der gesamte Versuch beinhaltet vier Messungen, die zur Erhebung der Hörschwelle mittels Bèkèsy-Tracking und AFC-Audiometrie benötigt werden. Die Messungen werden wie in Kapitel 2 beschrieben im Freifeld, mit Kopfhörer und mit Bezug auf den Trommelfellschalldruck durchgeführt. Zudem werden zwei Messungen durchgeführt auf deren Grundlage der Schalldruck am Trommelfell geschätzt wird. Aufgrund des hohen zeitlichen Aufwandes werden die Messungen auf zwei Termine verteilt. Die Reihenfolge der einzelnen Messungen (Kopfhöreraudiometrie, Freifeldaudiometrie oder trommelfellbezogene Audiometrie) ist zufällig. Die erste Messung, die am ersten Termin durchgeführt wird, wird im Folgetermin zum Schluss wiederholt. Hierdurch kann für das Porbandenkontingent eine Aussage über die Test-Retest Streuung getroffen werden.

Beide Termine beinhalten somit vier Messungen zur Bestimmung der Hörschwelle und zwei Messungen zur Bestimmung des Schalldrucks am Trommelfell. Trotz der Randomisierung der Messabfolge, folgt auf die Schätzung des Trommelfellschalldrucks immer die Bestimmung der Hörschwelle mit Hilfe des Hörgerätetreibers oder umgekehrt, sodass die Otoplastik zwischen den beiden Messungen nicht entfernt werden muss. Trotz der definierten Position der Otoplastik wird so gewährleistet,

dass während der Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell und der Hörschwelle der Schallaustritt des Hörgerätetreibers und der Sondenschlauch des Mikrofons die gleichen Positionen im Gehörgang beibehalten.

Nach Bestimmung der Hörschwelle mittels Bèkèsy-Tracking erfolgt immer eine AFC-Audiometrie für die jeweilige Methodik. Nach der Messung, die etwa 15-20 min. dauert, wird eine fünfminütige Pause gemacht. Die Probanden sind zudem instruiert, dass sie jederzeit die Messung unterbrechen können, sofern sie sich in irgendeiner Weise unwohl fühlen.

Alle Probanden werden vor Beginn der Messung schriftlich über die Abfolge der Messungen instruiert. Diese Instruktion beinhaltet die genaue Aufgabe des Probanden während des Bèkèsy-Trackings, Informationen welche Messungen wie gemacht werden und die Aufforderung Ohrschmuck und ggf. eine Brille abzulegen. Zudem wird der Proband gebeten, sich während der Messung möglichst still zu verhalten. Alle Probanden erhielten eine finanzielle Aufwandsentschädigung für die Messungen.

Die Positionierung des Kopfhörers und der Otoplastik wird vom Versuchsleiter durchgeführt. Außerdem wird im Freifeld kontrolliert, ob sich der Kopfmittelpunkt des Probanden am Referenzpunkt des Schallfeldes befindet.

Kapitel 5

Ergebnisse

In diesem Kapitel sollen die erhobenen Daten vorgestellt und beschrieben werden. Die Rohdaten des Bèkèsy-Trackings werden nach einem Verfahren, ähnlich dem in DIN EN ISO 8253-2 (1994) beschrieben ausgewertet. Abbildung 5.1 zeigt die Darstellung von Rohdaten und ausgewerteten Daten des Bèkèsy-Trackings. Die Berechnung der schwarz Kurve erfolgt durch arithmetische Mittlung von vier

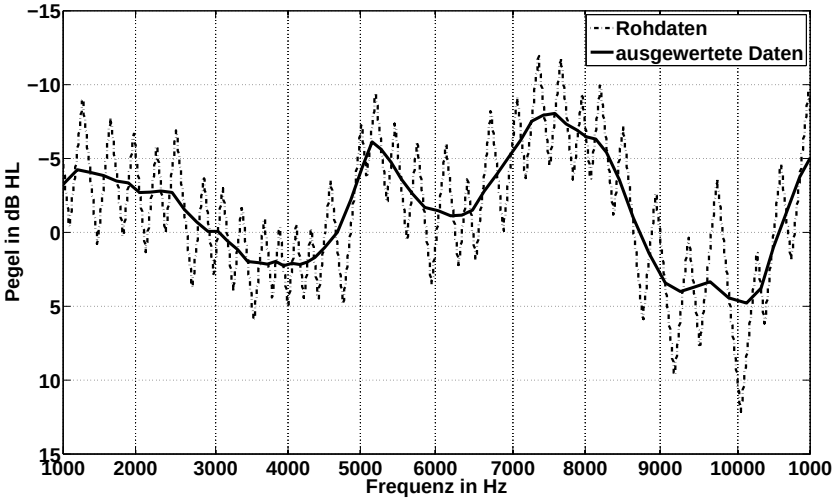


Abbildung 5.1: Darstellung der Rohdaten (schwarz gestrichelt) sowie der ausgewerteten Daten (schwarz) des Bèkèsy-Trackings für eine Kopfhöreraudiometrie

Umkehrpunkten (schwarze gestrichelte Kurve). Ein Umkehrpunkt definiert sich aus einem Maximum und einem Minimum der gestrichelten Kurve. Die Frequenz, die im geometrischen Mittelpunkt der drei Umkehrpunkte liegt beschreibt den entsprechenden Messpunkt. Nach Berechnung eines Messpunktes wird der Mittelungsbereich von drei Umkehrpunkten um einen Umkehrpunkt zu hohen Frequenzen hin verschoben. Diese Prozedur wird für alle Umkehrpunkte durchgeführt. Der Messbereich des Bèkèsy-Trackings beginnt bei 707 Hz und endet bei 11314 Hz. Ausgewertet wird jedoch nur der Bereich von 1000 Hz bis 10000 Hz, wodurch eine Eingewöhnungsphase von 30 s gewährleistet ist.

Da jeder Proband eine andere Betätigungsfrequenz des Tasters zur Regelung der Stimulus Lautstärke hat, ergibt sich für jeden Probanden eine unterschiedliche Anzahl an Umkehrpunkten und somit eine unterschiedliche Anzahl an Messpunkten. Zur weiteren statistischen Auswertung wurden die Daten aller Probanden auf eine einheitliche Länge von 65 Punkten im Bereich zwischen 1000 Hz und 10000 Hz interpoliert, was in etwa der durchschnittlichen Anzahl an Messpunkten entspricht die ein Proband erreicht.

Im Folgenden wird überprüft, ob sich die Streuungen an den einzelnen Messpunkten der AFC-Audiometrie signifikant voneinander unterscheiden. Aufgrund der Abhängigkeit der Daten geschieht dies

mit einem T-Test für abhängige Daten Kirk (1990), der sich wie folgt ergibt:

$$t = \frac{\widehat{\sigma}_1^2 - \widehat{\sigma}_2^2}{\sqrt{[4\widehat{\sigma}_1^2\widehat{\sigma}_2^2/n - 2](1 - r_{12}^2)}} \tag{5.1}$$

Die Varianzen der beiden zu vergleichenden Datenmengen sind hier mit $\widehat{\sigma}_1^2$ und $\widehat{\sigma}_2^2$ bezeichnet, r_{12}^2 ist der Korrelationsfaktor nach Pearson und n stellt die Anzahl der Freiheitsgrade dar. Die Nullhypothese ist wie folgt definiert:

$$H_0 : \widehat{\sigma}_1^2 \leq \widehat{\sigma}_2^2 \tag{5.2}$$

5.1 Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie

Die Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie mit Bezug auf den Schalldruck im Kuppler nach DIN EN ISO 60318-1 (1999) und den RetSPL-Werten nach DIN EN ISO 389-8 (2004) sind in Abbildung 5.2 in dB HL dargestellt. Zu sehen sind die ausgewerteten Daten des Bèkèsy-Trackings (grau). Zudem

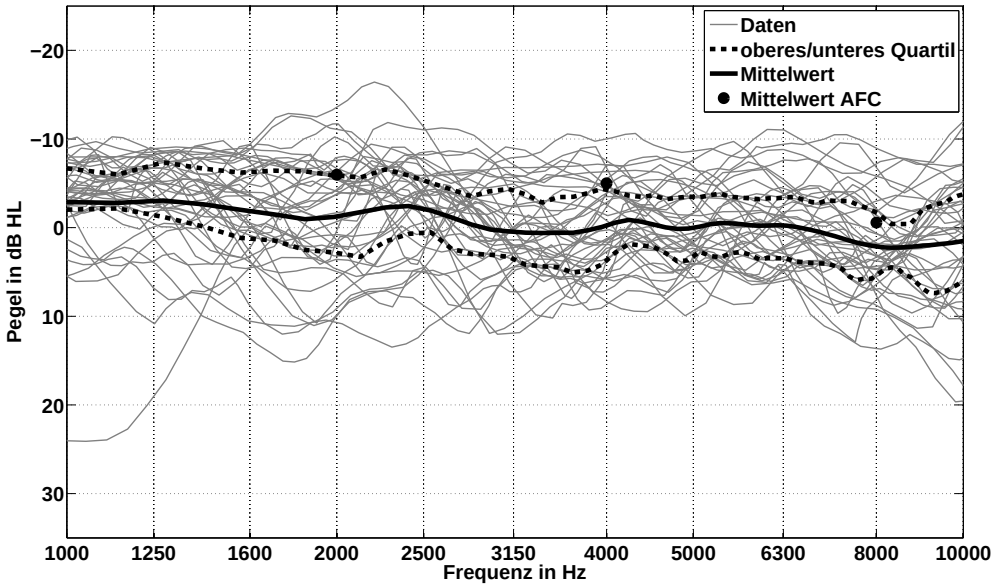


Abbildung 5.2: Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie mit Bezug auf den Schalldruck im Kuppler. Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (40 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (Schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt).

sind der Mittelwert und das obere sowie untere Quartil abgebildet. Die mittels AFC-Audiometrie festgestellten Hörschwellen sind als schwarze Punkte an den entsprechenden Frequenzen markiert. Die schwarzen Punkte stellen die Mittelwerte über alle AFC-Daten bei der entsprechenden Frequenz dar.

Ähnlich wie bereits in den Voruntersuchungen (vgl. Abbildung 4.5) festgestellt wurde, lässt sich auch hier sagen, dass es sich um normalhörende Probanden im Sinne der Norm handelt, da sich der Mittelwert der Hörschwellen um 0 dB HL orientiert. Die Abweichung vom „optimalen“ (für ein optimales mittleres Probandenkontingent) Mittelwert von 0 dB HL bis zu einer Frequenz von 3000 Hz beträgt -3 dB bis -1 dB. Oberhalb von 3000 Hz bis 6500 Hz schwankt die mittlere Hörschwelle um 0 dB HL mit einer maximalen Abweichung von 0,8 dB. Ab 6500 Hz bis 10000 Hz liegt die maximale Abweichung zu 0 dB HL bei 2,2 dB. Es lässt sich vermuten, dass sich mit steigender Probanden Anzahl die mittlere Hörschwelle immer mehr der optimalen mittleren Hörschwelle annähert.

Besonders auffällig ist die Kurve (grau gestrichelt dargestellt), die von 1000 Hz bis 1100 Hz einen Hörverlust von 24 dB HL zeigt. Bis 1600 Hz relativiert sich der Hörverlust und orientiert sich um 5 dB HL und steigt ab 6300 Hz wieder leicht an bis zu einem maximalen Hörverlust bei 10000 Hz von 18 dB HL. In den folgenden Abschnitten wird deutlich, dass sich diese Kurve immer auf ein Probandenohr bezieht. Da dieses Ohr bei allen Methodiken einen vergleichbaren Einfluss auf die Gesamtdaten hat, wird dieser Datensatz auch weiterhin mit betrachtet.

Um einen ersten Eindruck für die Streuung der Methodik zu bekommen, ist das obere und das untere Quartil als gestrichelte Linie mit abgebildet. Innerhalb der gestrichelten Linien befinden sich somit 50% der Gesamtdaten. Ab ca. 1100 Hz nimmt die Streuung der Daten zu. Der Interquartilsabstand sowie die Standardabweichung sind in Abbildung 5.3 dargestellt. Der Interquartilsabstand zeigt bei

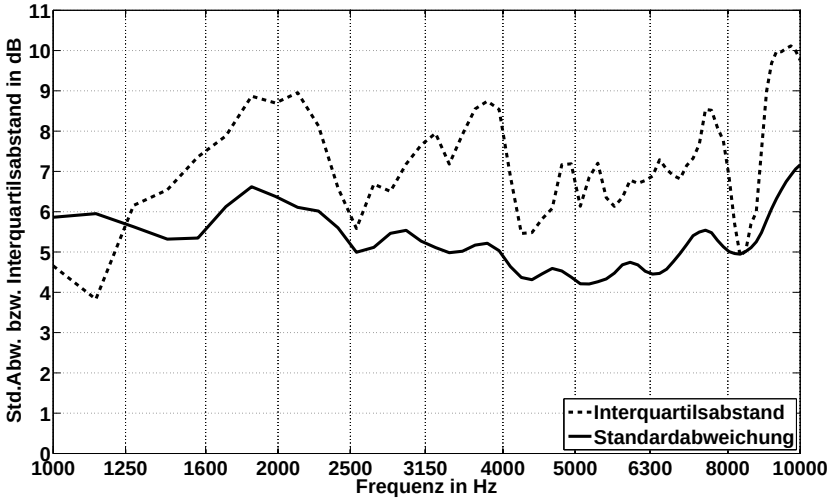


Abbildung 5.3: Interquartilsabstand (gestrichelt) und Standardabweichung der Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie

1100 Hz seinen geringsten Wert von 3,8 dB. Bis 1800 Hz erreicht er einen Wert von 8,8 dB. Bei 3800 Hz zeigt der Interquartilsabstand ein weiteres Nebenmaximum von 8,7 dB. Im höheren Frequenzbereich ab ca. 4300 Hz steigt der Interquartilsabstand bis 8,5 dB bei 7500 Hz und erreicht bei 9700 Hz einen Wert von 10 dB. Der Interquartilsabstand zeichnet sich durch seine Robustheit gegenüber Ausreißern aus, betrachtet jedoch nur die Hälfte der Gesamtdaten. Die Standardabweichung zeigt über den betrachteten Frequenzbereich ab 1250 Hz eine geringere Streuung an. Nahe 10000 Hz hat diese jedoch ebenfalls ihren Maximalwert von 7,1 dB erreicht. Trotz der relativ guten Übereinstimmung der Daten mit dem optimalen Mittel von 0 dB HL scheint die Streuung ab ca. 6000 Hz tendenziell zuzunehmen. Besonders bei hohen Frequenzen, wo die Wellenlängen klein im Vergleich zu den Strukturen des Außenohres und dem Durchmesser des Gehörgangs sind, äußern sich die individuellen Unterschiede der Ohren im Vergleich zum mittleren Ohr.

In Abbildung 5.2 sind als schwarze Punkte die gemittelten Ergebnisse der AFC-Audiometrie dargestellt. Bei den Prüffrequenzen 2000 Hz und 4000 Hz ist die mittlere Hörschwelle der AFC-Audiometrie 5 dB besser als das Mittel des Bèkèsy-Trackings. Bei 8000 Hz liegt diese Differenz bei -2,5 dB. Durch das AFC-Verfahren wird das innere Kriterium des Probanden ausgeschaltet. Dies ist beim Bèkèsy-Tracking nicht der Fall. Es scheint also so zu sein, dass die Probanden während des Bèkèsy-Trackings erst dann antworten wenn sie den Ton mit Sicherheit hören, was zu einer leicht schlechteren Hörschwelle im Vergleich zur AFC-Audiometrie führt.

In Abbildung 5.4 sind die Daten der AFC-Audiometrie als Boxplots dargestellt. Die übliche Darstellung von Boxplots beinhaltet Median, Interquartilsabstände und die 1,5 fachen Interquartilsabstände. Ausreißer sind als graue Kreise dargestellt. Der Median der drei Boxplots zeigt, ähnlich zu den Daten

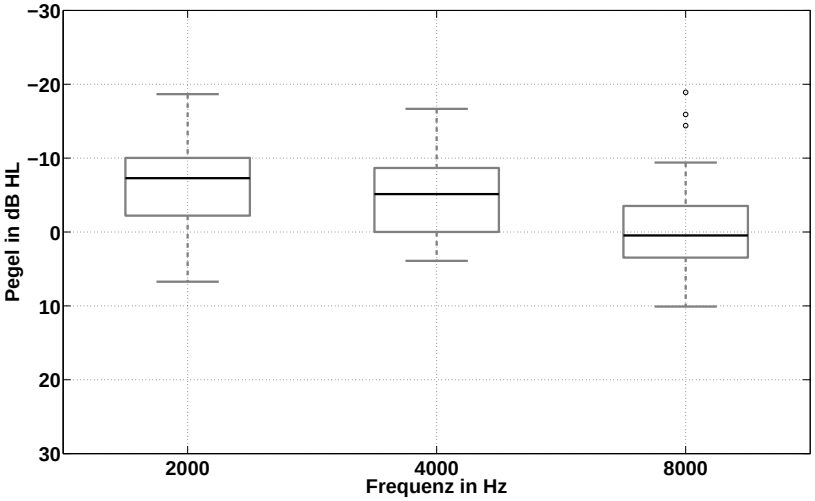


Abbildung 5.4: Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie mit Bezug auf den Schalldruck im Kuppler ermittelt mit der AFC-Audiometrie für drei Frequenzen. Dargestellt sind der Median (schwarz), die Interquartilsabstände (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

aus Abbildung 5.2, eine Tendenz zu höheren Pegeln mit ansteigender Frequenz. Die Streuung der einzelnen Messpunkte untereinander unterscheiden sich nicht signifikant (mit einem Signifikianzniveau von 5%) voneinander.

5.2 Ergebnisse der Freifeldaudiometrie

In Abbildung 5.5 sind die Ergebnisse der Freifeldaudiometrie mit Bezug auf die Freifeldhörschwelle für monaurales Hören in dB HL abgebildet. Dargestellt sind die Daten wie im vorherigen Abschnitt als Daten des Bèkèsy-Trackings in grau, Mittelwert in schwarz sowie oberes und unteres Quartil als gestrichelte schwarze Linie. Die mittleren Ergebnisse der AFC-Audiometrie sind als schwarze Punkte dargestellt. Es lässt sich feststellen, dass der Mittelwert des Datenkollektivs nahe dem theoretischen Mittelwert (für ein optimales mittleres Probandenkontingent) von 0 dB HL liegt. Bis 1200 Hz liegt der Mittelwert nahe 0 dB HL. Oberhalb dieser Frequenz bis 6000 Hz liegt der mittlere Hörschwellenpegel 0,2 dB bis 2 dB unterhalb von 0 dB HL. Ab 6000 Hz bis 10000 Hz liegt die Differenz zu 0 dB HL bei 0,4 dB bis 1,8 dB.

Wie schon in Abbildung 5.2 ist die Kurve mit einem maximalen Hörverlust von 20 dB HL bei 1000 Hz gestrichelt dargestellt. Wie auch bei der Kopfhöreraudiometrie wird dieser Datensatz bei der statistischen Auswertung trotz seiner Auffälligkeit mit betrachtet, da diese Daten bei jeder Methodik auffällig sind.

In Abbildung 5.6 sind der Interquartilsabstand und die Standardabweichung dargestellt. Der Interquartilsabstand hat ein Maximum bei 2200 Hz mit 11 dB und ein zweites bei 3600 Hz mit 9 dB. Im Bereich der höheren Frequenzen um 8000 Hz weist der Interquartilsabstand sein absolutes Maximum von 12,4 dB auf. Die Tendenzen von Interquartilsabstand und Standardabweichung von 1000 Hz bis 1500 Hz zu geringeren Werten lassen einen leichten Lerneffekt beim Bèkèsy-Tracking vermuten. Die geringste Streuung dieser Methodik zeigt sich im Frequenzbereich von 4000 Hz bis 5500 Hz mit Werten von ca. 5 dB für den Interquartilsabstand und von ca. 4 dB für die Standardabweichung. Für beide Streuungsmaße ist zu erkennen, dass die Streuung ab 4000 Hz bis 10000 Hz zunimmt. Da die Köpfe der Probanden für diese Messung nicht an einer bestimmten Position im Raum fixiert wurden,

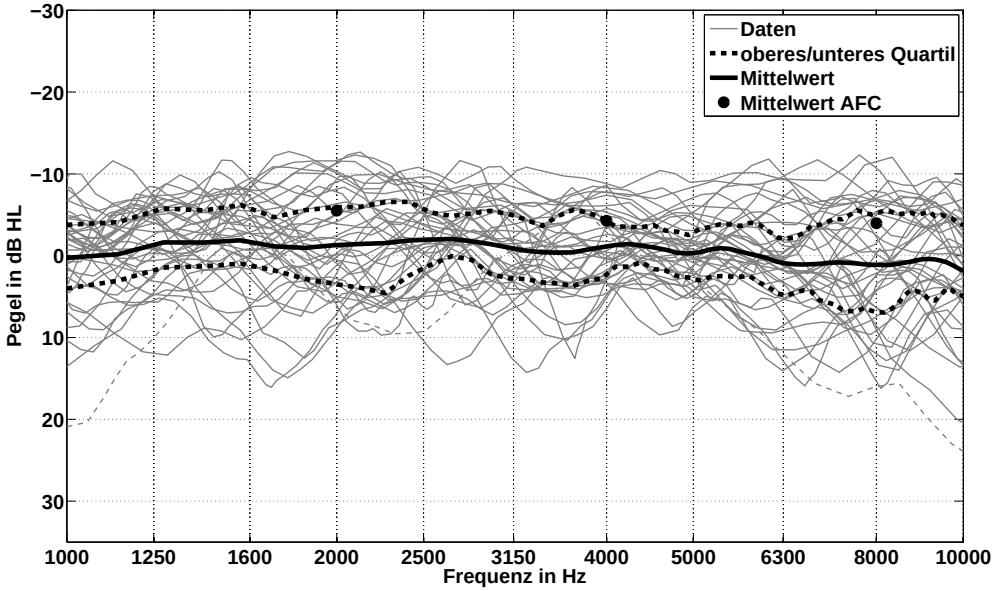


Abbildung 5.5: Ergebnisse der Freifeldaudiometrie mit Bezug auf die Freifeldhörschwelle für monaurales Hören. Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (40 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt).

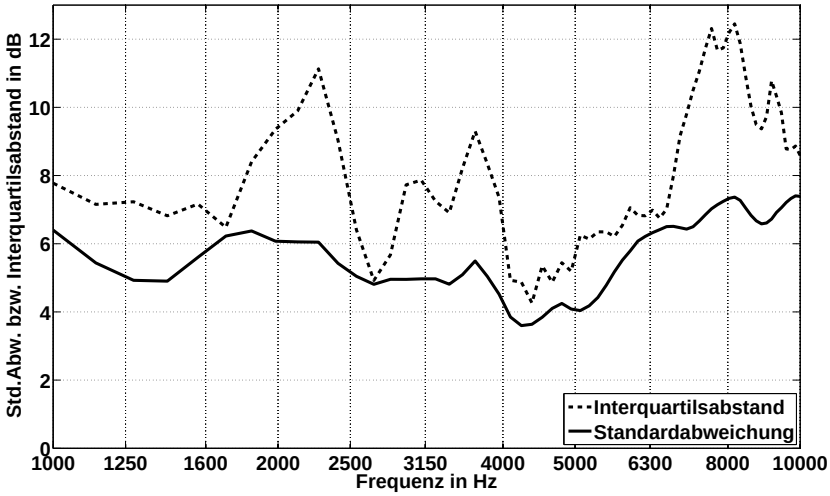


Abbildung 5.6: Interquartilsabstand (gestrichelt) und Standardabweichung der Ergebnisse der Freifeldaudiometrie

können leichte Positionierungsunterschiede zwischen den Probanden zu einer leicht erhöhten Streuung, vor allem bei hohen Frequenzen, führen. Ebenso wie bei der Kopfhöreraudiometrie haben interindividuelle Unterschiede der Außenohr- und Gehörgangsstrukturen bei hohen Frequenzen ein größeren Einfluss. Dies führt, zusätzlich zu der Positionnierungsunsicherheit, zu einer erhöhten Streuung bei hohen Frequenzen.

Die Ergebnisse der AFC-Audiometrie sind in Abbildung 5.5 als schwarze Punkte dargestellt. Wie auch bei der Kopfhöreraudiometrie befinden sich hier alle mittleren AFC-Messpunkte unterhalb des Mittelwerts des Bèkèsy-Trackings. Die Differenz für den 2000 Hz Messpunkt zum Mittelwert des Bèkèsy-Trackings beträgt 4,3 dB. Für die Messpunkte bei 4000 Hz und 8000 Hz betragen die Differenzen 3,3 dB und 5 dB. Auch hier ist anzunehmen, dass durch das ausschalten des inneren Kriteriums des Probanden die Schwellen ermittelt mit der AFC-Audiometrie etwas besser sind.

Die Ergebnisse der AFC-Audiometrie sind in Abbildung 5.7 als Boxplots dargestellt. Aus den Daten

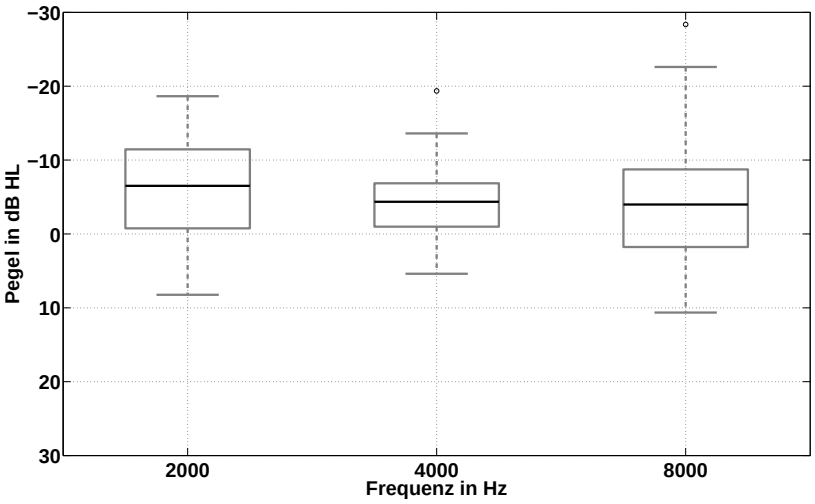


Abbildung 5.7: Ergebnisse der Freifeldaudiometrie mit Bezug auf die Freifeldhörschwelle für monaurales Hören ermittelt mit einer AFC-Audiometrie für drei Frequenzen. Dargestellt sind der Median (schwarz), die Interquartilsabstande (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

lässt sich erkennen, dass die Messwerte bei 8000 Hz eine größere Streuung aufweisen als bei den übrigen Messpunkten. Ein Signifikanztest (Signifikianzniveau 5%) der Streuungen bestätigt dies.

5.3 Trommelfellbezogene/gehörgangsbezogene Audiometrie

Die Entzerrung der trommelfellbezogenen Hörschwellen erfolgt offline, da die Daten so auf mehrere Gehörgangsmodelle anzuwenden sind. D.h., dass die Hörschwellen ohne Bezug und ohne Kalibrierung relativ zum Full Scale Pegel aufgenommen werden. Dadurch wird nur eine Messung benötigt um drei Hörschwellen mit individuellen Gehörgangsbezug zu berechnen. Während der Datenerhebung mittels Bèkèsy-Tracking kam es bei zwei Datensätzen (2 Ohren) dazu, dass die Anzahl der Umkerhpunkte im hohen Frequenzbereich zu gering war um eine Auswertung bis 10000 Hz durchzuführen. Der letzte fehlende Datenpunkt wurde bei diesen Daten linear extrapoliert. Zudem wurde die gemessene Impedanz, die lediglich Datenwerte bis 9995 Hz aufwies, auf 10000 Hz extrapoliert.

Die Hörschwellen, ermittelt mit dem Bèkèsy-Tracking, sind in Abbildung 5.8 in dB FS dargestellt. Der Verlauf des Mittelwerts zeigt bei 5000 Hz eine Resonanz. Aus der Schätzung der Gehörgangslänge nach dem impedanzbasierten Verfahren (siehe Abbilung 8.2) ergibt sich über alle Probanden eine mittlere

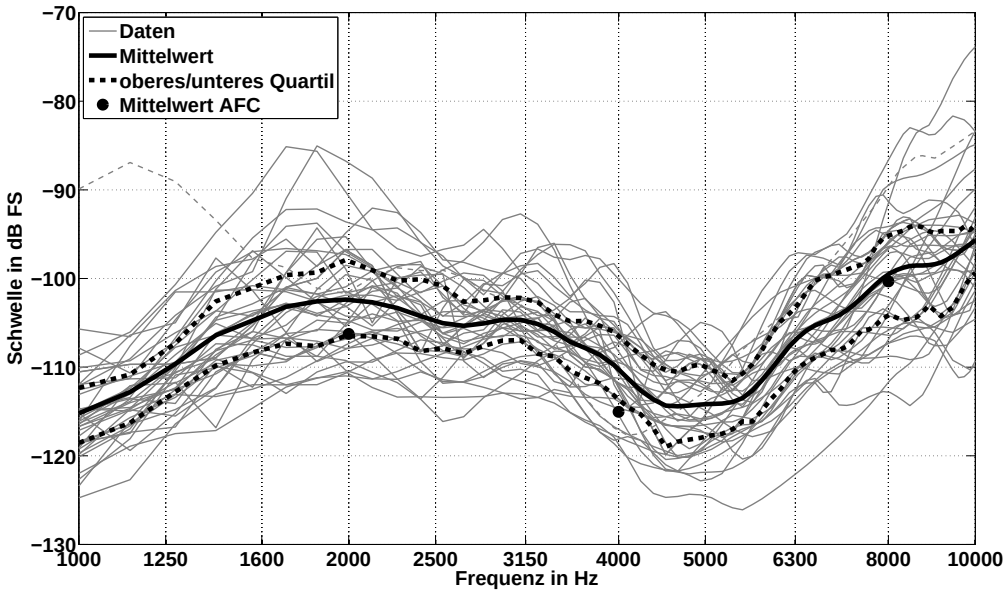


Abbildung 5.8: Unentzerrte Hörschwellen aller 20 Probanden in dB FS. Dargestellt sind die Daten aller 20 Versuchspersonen (40 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt).

Restgehörgangslänge von 14,8 mm. Anhand dieser Länge würde sich bei ca. 5800 Hz ein $\lambda/4$ Resonanz ergeben was im weitesten Sinne mit den Daten aus Abbildung 5.8 übereinstimmt.

Da die Daten aus Abbildung 5.8 keinerlei Entzerrung oder Kalibrierung berücksichtigen, enthalten diese zusätzlich den Einfluss der Quelle. Die Tatsachen, dass die Schallquelle zu hohen Frequenzen weniger Schall abgibt und die mit steigender Frequenz abnehmende Sensitivität für Schall des Menschen, sind eine Erklärung für die Verschlechterung der Hörschwellen oberhalb von 5000 Hz bis 10000 Hz. Bei Betrachtung der Isophone (ähnlich Abbildung 2.1) wird deutlich, dass die Empfindlichkeit für Schall ab 1250 Hz in Richtung tieferer Frequenzen leicht zunimmt bevor sie ab ca. 800 Hz wieder abnimmt. Dies kann erklären, dass sich die unentzerrten Hörschwellen ab 2000 Hz in Richtung 1000 Hz verbessern. Die zuvor besprochene auffällige Kurve ist auch hier wieder als gestrichelte Kurve dargestellt, wird aber aufgrund ihres ähnlichen Einflusses bei allen Messungen bei der statistischen Auswertung mit betrachtet.

Die Mittelwerte für die AFC-Audiometrie liegen mit 0,5 dB bis 5 dB unterhalb der Mittelwerte des Bèkèsy-Trackings, wobei bei 8000 Hz die geringste Abweichung von 0,5 dB vorliegt. Dies ergibt sich, wie auch bei den vorherigen Mehtodiken der Kopfhörer- und Freifeldaudiometrie, durch die Eigenschaft der AFC-Audiometrie das innere Kriterium des Probanden auszuschalten.

In Abbildung 5.9 sind der Interquartilsabstand und die Standardabweichung dieser Messung dargestellt. Der Verlauf der Standardabweichung beginnt bei 1000 Hz bei ca. 6 dB. Nahe 1800 Hz zeigt sich ein lokales Maximum von 6,5 dB. Von 2500 Hz bis 6300 Hz liegt die Standardabweichung dieses Datenkontingentes bei ca. 4,5 dB, bis sie ab 6300 Hz bis 10000 Hz stetig ansteigt und bei 9600 Hz ihr absolutes Maximum von 7,2 dB erreicht. Der Interquartilsabstand verläuft im Bereich von 1000 Hz bis 1250 Hz ähnlich wie die Standardabweichung, steigt dann jedoch bis 2000 Hz auf einen Wert von 8,5 dB an. Um 3150 Hz zeigt der Interquartilsabstand die geringste Streuung von ca. 5 dB an. Im Bereich um 5000 Hz, 6900 Hz und 8500 Hz hat der Interquartilsabstand seine größten Werte von 8,2 dB, 8,7 dB und 10,3 dB. Ab 8500 Hz nimmt die Streuung beschrieben durch den Interquartilsabstand, bis zu einem Wert von 5,4 dB bei 10000 Hz ab. Auch wenn der Interquartilsabstand eine Tendenz zu niedrigen Werten bei 10000 Hz aufweist, zeigt die Standardabweichung eher eine steigende Tendenz an.

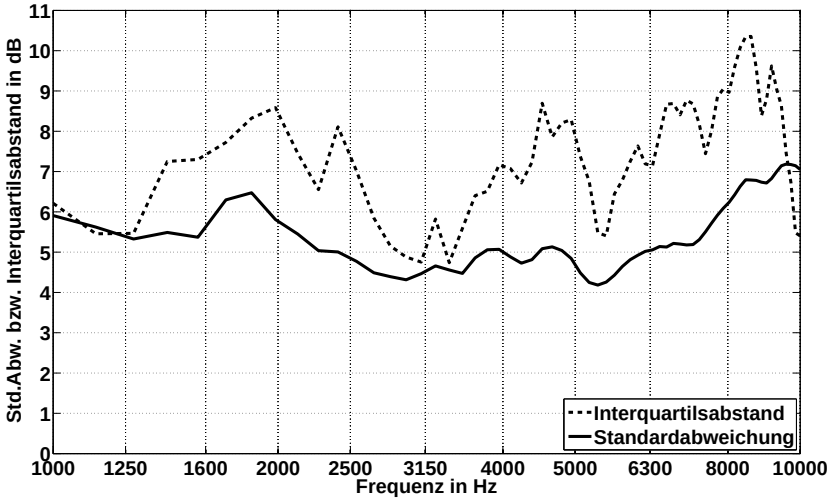


Abbildung 5.9: Interquartilsabstand (gestrichelt) und Standardabweichung der Ergebnisse der Audiometrie ohne Entzerrung und Kalibrierung

Dies deutet an, dass die Hörschwellen vereinzelt stark für Frequenzen oberhalb von 8000 Hz streuen. Diese Tatsache spricht für eine individuelle Entzerrung der Hörschwellen.

Die Daten der AFC-Audiometrie sind für alle Probanden in Abbildung 5.10 dargestellt. Bei diesen

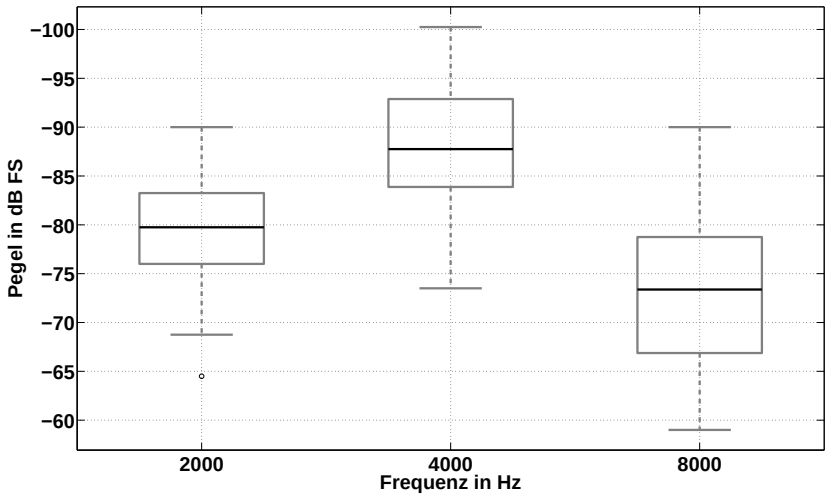


Abbildung 5.10: Ergebnisse der Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie ohne Kalibrierung und Entzerrung für drei Frequenzen. Dargestellt sind der Median (schwarz), die Interquartilsabstände (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

Rohdaten in dB FS lässt sich sagen, dass die Streuung beim Messpunkt 8000 Hz signifikant größer ist als bei den Messpunkten bei 2000 Hz und 4000 Hz. Die Interquartilsabstände lassen sich mit 7 dB, 9 dB und 11 dB bei den drei Messfrequenzen 2000 Hz, 4000 Hz und 8000 Hz durchaus mit den Interquartilsabständen des Bèkèsy-Trackings vergleichen.

In den folgenden Abschnitten werden die Hörschwellen, die nach verschiedenen Modellen auf den individuellen Trommelfellschalldruck, bzw. Schalldruck im Gehörgang, entzerrt wurden vorgestellt. Die Darstellung der Daten erfolgt in dB SPL, was den Schalldruckpegel an der Hörschwelle vor dem Trommelfell oder im Gehörgang entspricht. Wie bei den klassischen Verfahren der Kopfhörer- und

Freifeldaudiometrie in dB HL ist die Orientierung der y-Achse gedreht, sodass nach unten höhere Pegel aufgetragen sind.

5.3.1 Trommelfellbezug nach Schmidt/Hudde (2008)

Im folgenden werden die Ergebnisse der Hörschwellenmessungen mit einem Bezug auf den individuellen Trommelfellschalldruck nach Schmidt & Hudde (2008), wie in Abschnitt 3.1.2 beschrieben, vorgestellt. In Abbildung 5.11 sind die Ergebnisse der Audiometrie mit Bezug auf den Trommelfelschalldruck nach Schmidt & Hudde (2008) dargestellt. Während der Modellerstellung war es bei einem

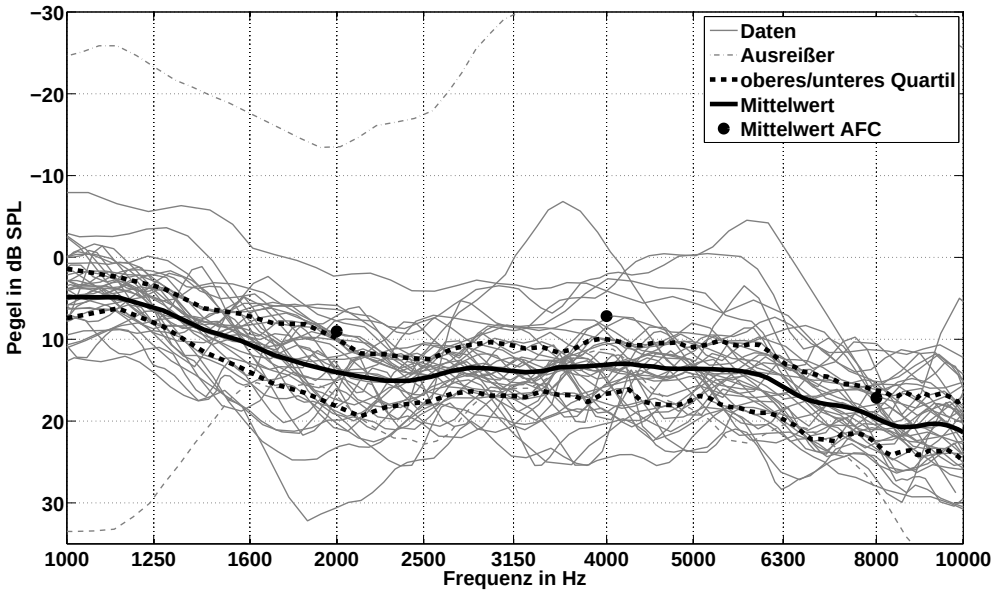


Abbildung 5.11: Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie. Der Bezug zum Trommelfellschalldruck wurde hier nach Schmidt & Hudde (2008) hergestellt. Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (40 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt).

Ohr nicht möglich ein adäquates Gehörgangsmodell zu erstellen. Dies äußert sich in Abbildung 5.11 mit einer unrealistischen Hörschwelle die gestrichpunktet dargestellt ist. Diese Daten werden für die weitere statische Betrachtung nicht weiter mit berücksichtigt, da (wie folgend noch beschrieben) die Modellerstellung zu keinem sinnvollen Ergebnis führte. Die gestrichelt dargestellte Kurve ist die, wie in den vorherigen Abschnitten ebenfalls verdeutlicht, mit Auffälligkeiten bei tiefen und hohen Frequenzen. Diese Kurve wird nicht als Ausreißer betrachtet, da sie bei allen Methodiken den gleichen Einfluss hat und ein sinnvolles Modell erstellt werden konnte.

Der Mittelwert des Bèkèsy-Trackings hat bei 1000 Hz einen Wert von ca. 5 dB SPL. Von 1250 Hz bis 2000 Hz steigt die mittlere Hörschwelle auf ca. 14 dB SPL an und bleibt bis 6000 Hz nahezu konstant (±0,5 dB). Ab 6000 Hz steigt die mittlere Hörschwelle bis zu einem Wert von 21 dB SPL bei 10000 Hz. Die generelle Steigung der Daten von tiefen zu hohen Frequenzen ist durch die geringere Sensitivität des Menschen für hohe Frequenzen zu erklären. Die Entzerrung der in Abbildung 5.11 dargestellten Hörschwellen bezieht sich auf den Einfluss des Gehörgangs und zum Teil auf den des Mittelohrs. Die wahrnehmungsbedingten, frequenzspezifischen Eigenschaften werden hier nicht mit betrachtet.

In Abbildung 5.12 sind Interquartilabstand und Standardabweichung dargestellt. Der Interquartilsabstand zeigt sein absolutes Maximum bei 1800 Hz mit 8,4 dB nachdem er von 1100 Hz mit 3,8 dB angestiegen ist. Die Streuung, beschrieben durch den Interquartilsabstand, steigt von 2500 Hz mit

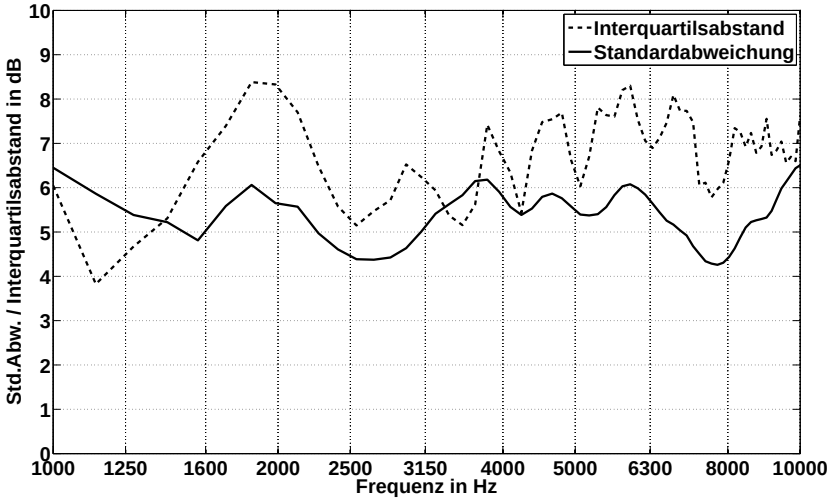


Abbildung 5.12: Interquartilsabstand (gestrichelt) und Standardabweichung der Ergebnisse der Audiometrie mit Bezug auf den Trommelfellschalldruck nach Schmidt & Hudde (2008)

Schwankungen von ±2 dB bis 6700 Hz an. Ab dieser Frequenz sinkt die Streuung und liegt im Bereich von 8000 Hz bis 10000 Hz bei ca. 7 dB. Die Standardabweichung gibt in den Bereichen von 2400 Hz bis 3000 Hz sowie von 7300 Hz bis 8100 Hz die geringste Streuung von 4,3 dB an. Oberhalb von 8100 Hz steigt die Standardabweichung an bis sie bei 10000 Hz einen Wert von 6,5 dB erreicht. Im vorherigen Abschnitt wurde bereits erwähnt, dass sich aus der durchschnittlichen Restgehörgangslänge (siehe Abbildung 8.2) eine $\lambda/4$ Resonanz bei ca. 5800 Hz ergibt. Um diese Frequenz zeigt sich Anhand von Interquartilsabstand und Standardabweichung eine zum Teil höhere Streuung als bei anderen Frequenzen, was vermutlich auf eine gewisse Unsicherheit bei der Detektion der Schalldruckminima zurück zu führen ist.

Die Differenz der Mittelwerte von Bèkèsy-Tracking und AFC-Audiometrie beträgt zwischen 1 dB bei 8000 Hz und 6 dB bei 4000 Hz.

In Abbildung 5.13 sind die Ergebnisse der AFC-Audiometrie als Boxplots dargestellt. Ein Signifikanztest der Streuungen hat ergeben, dass sich die Messpunkte in ihrer Streuung nicht signifikant voneinander unterscheiden. Entgegen der Daten des Bèkèsy-Trackings fällt die Streuung der AFC-Audiometrie bei 2000 Hz etwas geringer aus. Global betrachtet unterscheiden sich die Streuungen des Bèkèsy-Trackings und die der AFC-Audiometrie nur geringfügig voneinander.

Die Bezugsgrößen für alle 20 Probanden sind in Abbildung 5.14 abgebildet. Dargestellt sind die Daten in „dB SPL re. Fullscale“. Dies bedeutet, dass ein digital voll ausgesteuerter Ton den entsprechenden dB SPL-Wert hervorrufen würde. Im Gegensatz zu den meisten anderen Abbildungen sind hier als gestrichelte Linien die Maximal- und Minimalwerte der Daten verdeutlicht. Dies soll besser aufzeigen wie groß die interindividuelle Streuung der Trommelfellschalldruckfunktionen sind. In Abbildung 5.15 sind die Standardabweichung und der Interquartilsabstand für die Trommelfellschalldruckdaten nach dem Modell von Schmidt & Hudde (2008) (schwarz) und dem impedanzbasierten Modell (grau) dargestellt. Anhand der Abbildung ist gut zu erkennen, dass die interindividuellen Einflüsse sich besonders stark bei hohen Frequenzen (ab ca. 6000 Hz) auswirken.

5.3.2 Impedanzbasierter Trommelfellbezug

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie nach dem impedanzbasierten Gehörgangsmodell (siehe Abschnitt 3.1.1) vorgestellt. Die so entzerrten Hörschwellen

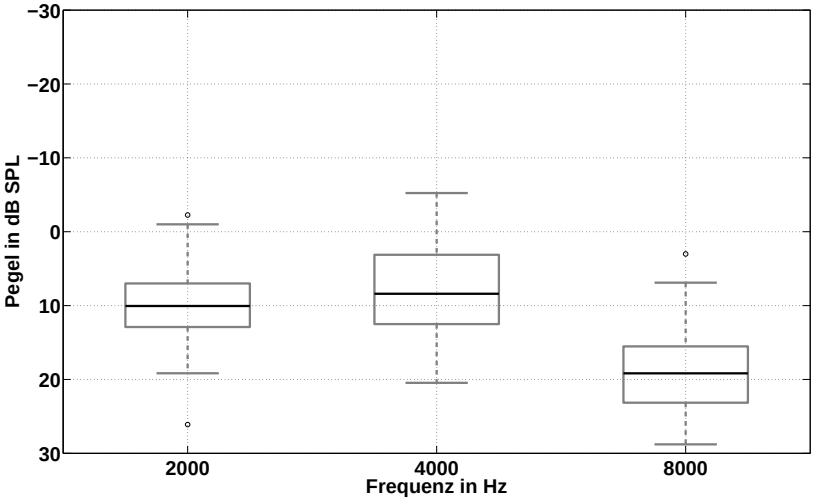


Abbildung 5.13: Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie ermittelt mit dem AFC-Audiometrie für drei Frequenzen. Der Bezug zum Trommelfellschalldruck wurde hier nach Schmidt & Hudde (2008) hergestellt. Dargestellt ist der Median (schwarz), die Interquartilsäbstande (graue Box) und die 1,5 fachen der Interquartilsäbstande (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

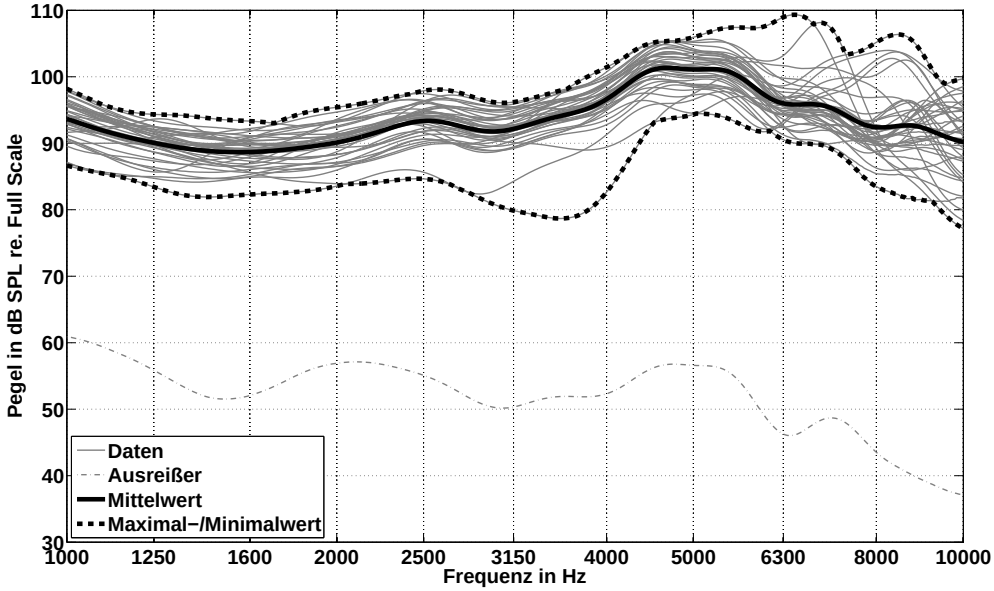


Abbildung 5.14: Trommelfellschadruck in dB SPL re. Full Scale ermittelt nach Schmidt & Hudde (2008). Dargestellt sind Mittelwert (schwarz) sowie Maximal und Minimalwert (schwarz gestrichelt).

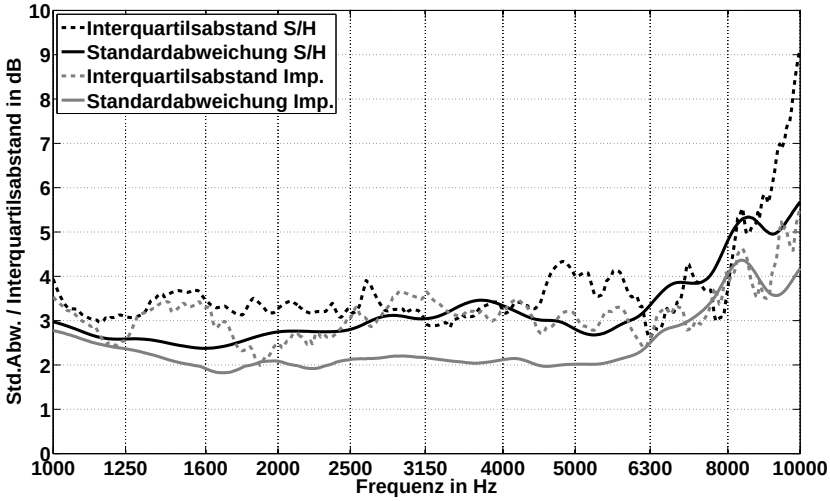


Abbildung 5.15: Standardabweichung (durchgezogene Linie) und Interquartilsabstand (gestrichelte Linie) für den Trommelfellschalldruck ermittelt nach Schmidt & Hudde (2008) (schwarz) und nach dem impedanzbasierten Modell(grau)

sind in Abbildung 5.16 dargestellt. Bei Messung der Gehörgangsimpedanzen konnte bei einem Ohr keine sinnvolle Impedanz ermittelt werden. Daraus resultierte eine schlechte Schätzung des Gehörgangsmodells, was wiederum in einen unrealistischen Trommelfellschalldruck resultierte. Diese Daten sind in Abbildung 5.16 gestrichpunktet dargestellt und werden in der weiteren statistischen Untersuchung nicht mit betrachtet. Es handelt sich hierbei nicht um das Ohr, bei dem nach der Methode nach Schmidt & Hudde (2008) ebenfalls kein sinnvolles Modell erstellt werden konnte. Gestrichelt abgebildet sind auch hier wieder die Daten mit auffällig hoher Schwelle bei hohen und tiefen Frequenzen, die jedoch bei Ermittlung der statistischen Größen mit berücksichtigt werden.

Der Verlauf der Daten verhält sich ähnlich wie der ermittlet nach dem Modell nach Schmidt & Hudde (2008). Bis 1250 Hz verläuft der Mittelwert der Daten des Bèkèsy-Trackings bei ca. 3 dB. Ab 1250 Hz erhöht sich die Hörschwelle auf 14 dB SPL bis 2500 Hz. Von 2800 Hz Bis 6000 Hz liegt die Hörschwelle relativ konstant (±0,7 dB) bei 12 dB SPL. Ab 6000 Hz steigt die Hörschwelle bis 10000 Hz auf 19,5 dB SPL an.

Die Differenz der Mittelwerte von Bèkèsy-Tracking und AFC-Audiometrie beträgt zwischen 1 dB bei 8000 Hz und 5 dB bei 4000 Hz.

Als Maß für die Streuung der Hörschwellen sind in Abbildung 5.17 der Interquartilsabstand und die Standardabweichung abgebildet. Was bei dieser Methodik besonders auffällt, ist die erhöhte Streuung um 1800 Hz. Auf diese Tatsache wird im Abschnitt 5.5 beim Vergleich aller Verfahren zur Bestimmung der Hörschwelle weiter eingegangen. Sowohl Standardabweichung als auch Interquartilsabstand zeigen von 1000 Hz bis 1100 Hz (für den Interquartilsabstand) bzw. 1500 Hz (für die Standardabweichung) ein sinkende Tendenz an. Die geringste Streuung, beschrieben durch die Standardabweichung, ist zwischen 2400 Hz und 3000 Hz mit ca. 4,3 dB und zwischen 6400 Hz und 8000 Hz ebenfalls mit ca. 4,3 dB zu finden. Ab 8000 Hz steigt die Standarbweichung bis auf einen Wert von 5,3 dB bei 10000 Hz an. Der Interquartilsabstand gibt bei 10000 Hz eine Streuung von 6,2 dB an. Zwischen 7500 Hz und 10000 Hz verläuft der Interquartilsabstand mit ±0,5 dB um 6 dB.

Die Ergebnisse der AFC-Audiometrie sind in Abbildung 5.18 dargestellt. Mit einem Signifikanzniveau von 5% streuen die Daten bei 8000 Hz mehr als bei 4000 Hz. Was hier besonders auffällt ist, dass die Interquartilabstände im Vergleich zu denen, ermittelt aus den Daten des Bèkèsy-Trackings, bei 4000 Hz und 8000 Hz größer sind, bei 2000 Hz jedoch geringer. Der Unterschied der Streuungen ist nicht signifikant, jedoch auffällig.

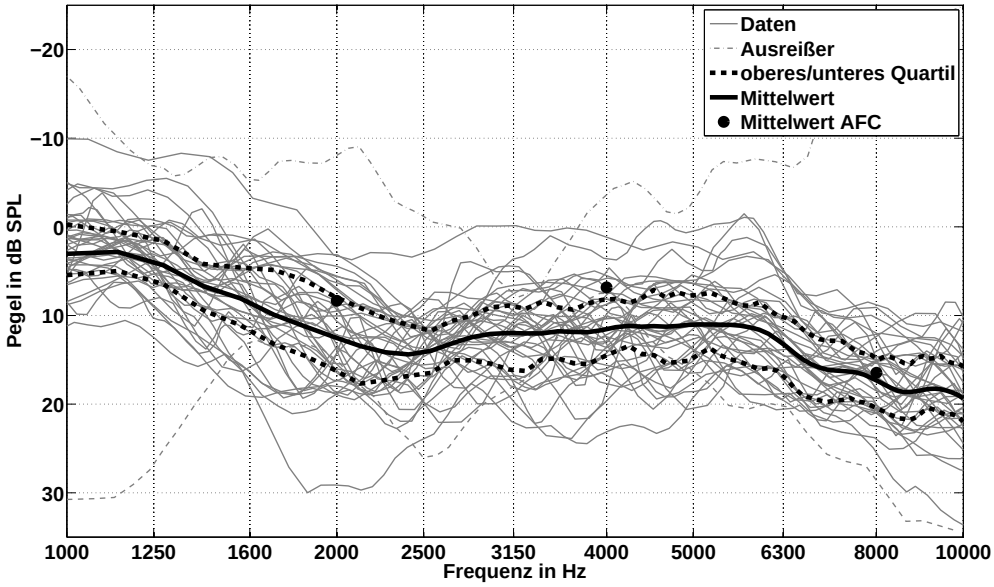


Abbildung 5.16: Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie. Der Bezug zum Trommelfellschalldruck wurde hier nach der impedanzbasierten Methode hergestellt. Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (40 Ohren) (hellgrau), sowie Mittelwert (Schwarz) und das obere/unteres Quartil (schwarz gestrichelt).

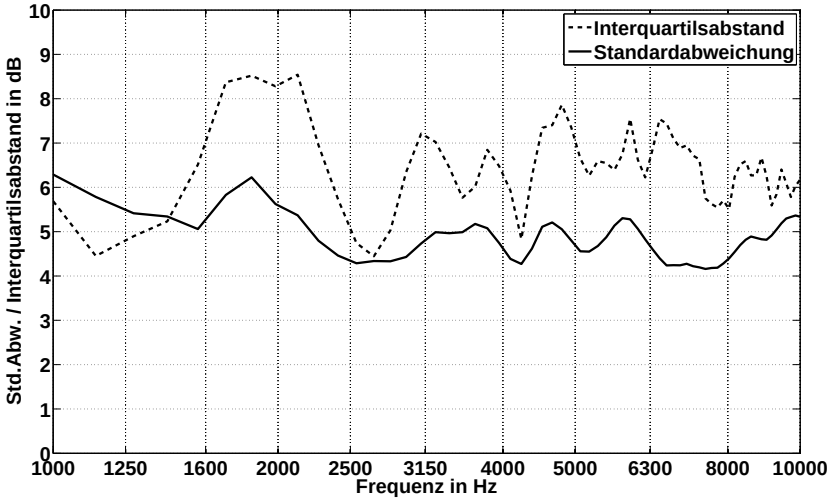


Abbildung 5.17: Interquartilsabstand (gestrichelt) und Standardabweichung der Ergebnisse der Audiometrie mit Bezug auf den Trommelfellschalldruck nach dem impedanzbasierten Modell

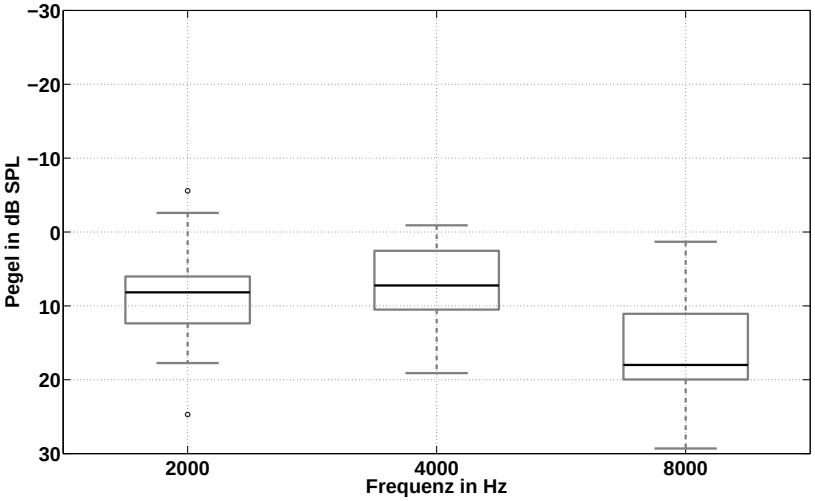


Abbildung 5.18: Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie für drei Frequenzen. Der Bezug zum Trommelfellschalldruck wurde hier nach der impedanzbasierten Methode hergestellt. Dargestellt ist der Median (schwarz), die Interquartilsabstände (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

Die Bezugsgrößen für die Entzerrung der Hörschwellen sind in Abbildung 5.19 dargestellt. Die Darstellung erfolgt auch hier in dB SPL re. Full Scale. Abgebildet sind die Daten der Trommelfellschalldruckschätzung, sowie Maximal- Minimalwert und Mittelwert. Gestrichpunktet abgebildet ist der Datensatz, der aus der Impedanzmessung entstanden ist, die kein sinnvolles Ergebnis ergeben hat.

5.3.3 Forward Pressure Level und Transmitted Pressure Level als Bezugsgröße

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Audiometrie vorgestellt, die den Forward Pressure Level (FPL) und den Transmitted Pressure Level (TPL) als Bezugsgröße der Hörschwelle haben. Insgesamt werden von dem FPL und dem TPL zwei Varianten präsentiert, die sich in der zugrunde liegenden Berechnung der Reflektanz unterscheiden. Zum einen wird aus der am Gehörgangseingang gemessenen Impedanz eine Reflektanz berechnet. Zum anderen wird für die Berechnung des FPL und des TPL die iterativ angepasste Reflektanz sowie das erstellte Quellenmodell verwendet. Diese Variante wird jeweils mit dem Index $_{Rfit}$ bezeichnet.

In den folgenden Abbildungen sind lediglich die Daten von 38 Ohren dargestellt. Wie in den vorherigen Abschnitten erwähnt war es bei einem Probandenohr nicht möglich eine Impedanzmessung mit sinnvollem Ergebnis durchzuführen. Bei einem zweiten Probandenohr konnte keine Berechnung des FPL und TPL vorgenommen werden, da die entsprechenden Rohdaten der Impedanzmessung zum Zeitpunkt der Modellierung nicht mehr vorlagen.

In Abbildung 5.20 sind die Hörschwellen der Audiometrie mit Bezug auf den FPL (links) und den FPL_{Rfit} (rechts) dargestellt. Der Verlauf der Mittelwerte beider Datenkontingente ist über den kompletten Frequenzbereich relativ ähnlich. Bei 1000 Hz liegt die mittlere Hörschwelle für den FPL bei 2,5 dB SPL und sinkt bis 2500 Hz auf 12,9 dB SPL. Ab 2500 Hz verläuft die mittlere Hörschwelle mit leicht ansteigender Tendenz bis 5000 Hz auf einen Wert von 9,4 dB SPL. Bis 10000 Hz sinkt die mittlere Hörschwelle auf einen Wert von 12,6 dB. Beim FPL_{Rfit} verschlechtert sich die mittlere Hörschwelle ab 6000 Hz bis 10000 Hz auf 14 dB SPL. Die Messpunkte ermittelt durch die AFC-Audiometrie liegen, wie auch bei den anderen Verfahren, 1 dB bis 5 dB unterhalb des Mittelwertes ermittelt nach dem Bèkèsy-Tracking. Bei einem direkten Vergleich der beiden Mittelwerte aus Abbil-

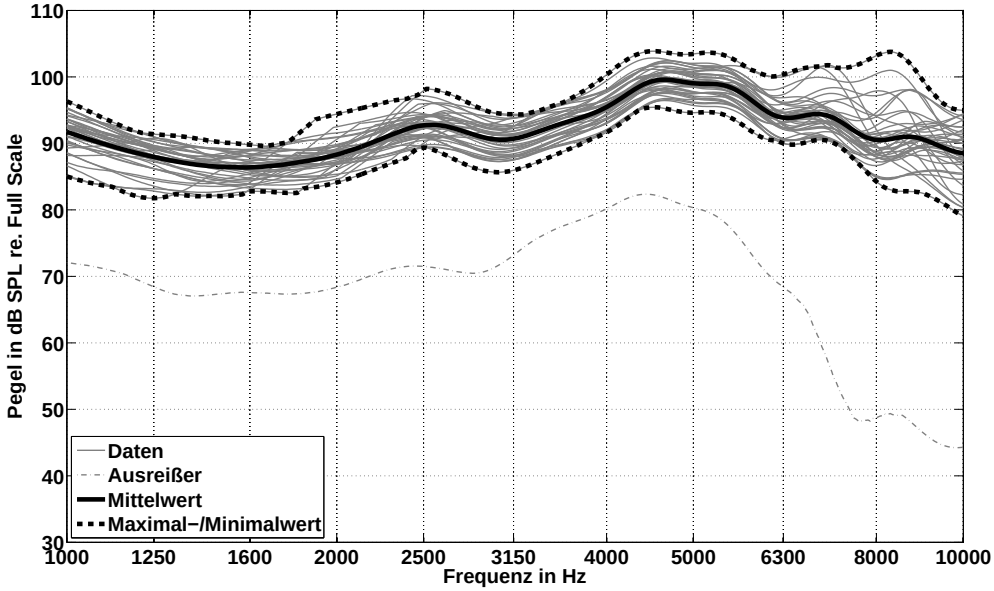


Abbildung 5.19: Trommelfellschadruck in dB SPL re. Full Scale ermittelt nach der impedanzbasierten Methode. Dargestellt sind Mittelwert (schwarz) sowie Maximal- und Minimalwert (schwarz gestrichelt).

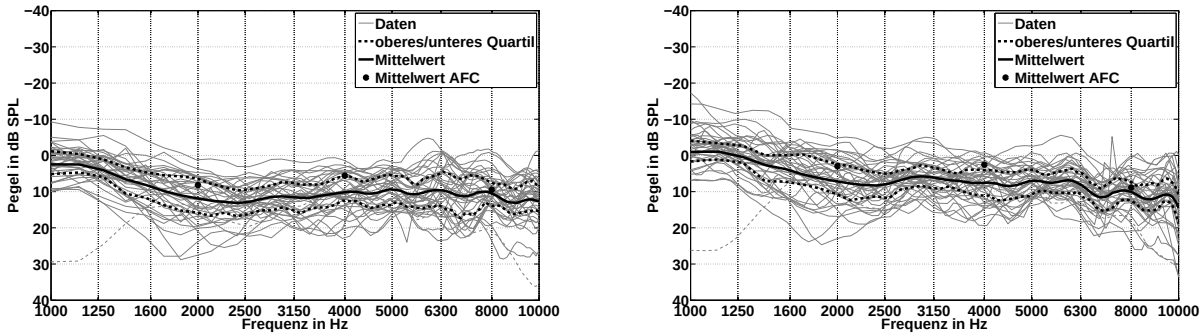


Abbildung 5.20: Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie. Die Bezugsgröße ist hier der Forward Pressure Level (links FPL / rechts FPL_{Rfit}). Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (38 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt).

dung 5.20 fällt auf, dass die Daten des linken Graphen einen nahezu frequenzunabhängigen Offset von ca. 3 dB haben. Dies lässt sich auf die unterschiedliche Art der Kalibrierung zurückführen. Während bei den Daten des FPL_{Rfit} ein Quellenmodell verwendet wurde, wurde bei den Daten des FPL der Bezug zum Schalldruck in [Pa] über die Mikrofonempfindlichkeit des Sondenmikrofons hergestellt.

Anhand der Interquartilsabstände und der Standardabweichung des FPL und des FPL_{Rfit}, gezeigt in Abbildung 5.21, lässt sich erkennen, dass der FPL_{Rfit} eine geringere Streuung bei hohen Frequenzen aufweist. Für den Frequenzbereich von 6000 Hz bis 8000 Hz ist dies ein signifikanter Unterschied der Streuungen. Grund hierfür könnte sein, dass während der iterativen Anpassung der Reflektanz, die hier Grundlage für die Berechnung von FPL_{Rfit} und TPL_{Rfit} ist, die gemessene Impedanz mit einem gleitenden Mittlewert geglättet wird, wodurch beispielsweise der Einfluss des Messrauschens verringert wird. Zudem wird das Gehörgangsmodell optimal im Sinne eines least squares fit an die akustischen Eigenschaften des individuellen Gehörs angepasst. Es wird somit bei der Berechnung des FPL_{Rfit} im Gegensatz zum FPL ein Gehörgangsmodell mit betrachtet. Aus diesen Tatsachen könnte sich die geringere Streuung der Hörschwellen, mit Bezug auf den FPL und, im Folgenden noch gezeigt, mit Bezug auf den TPL erklären lassen. Abbildung 5.22 zeigt die Ergebnisse der AFC-Audiometrie für die

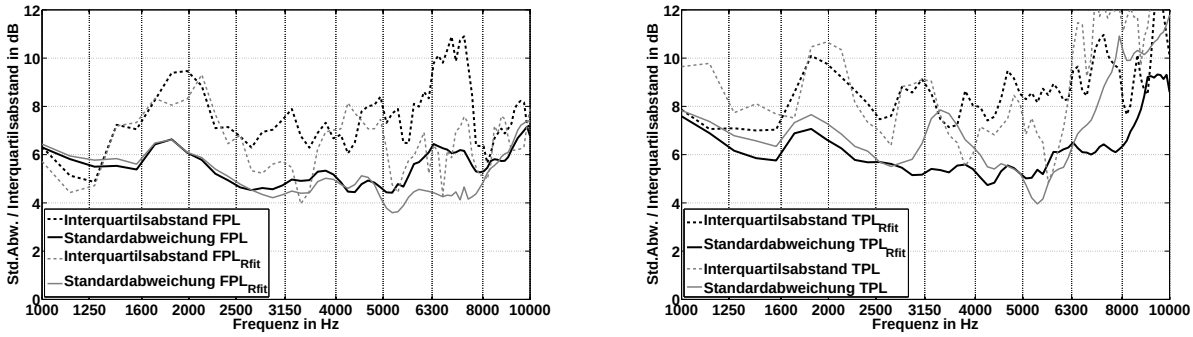


Abbildung 5.21: Interquartilsabstände (gestrichelte Linie) und Standardabweichung (durchgezogene Linie) für die Hörschwellen mit Bezug auf den Forward Pressure Level (links) und Transmitted Pressure Level (rechts)

Entzerrung mit Hilfe des FPL (links) und des FPL_{Rfit} (rechts). Hier lässt sich im linken Bild erkennen, dass der Messpunkt bei 8000 Hz eine größere Streuung aufweist als bei den übrigen Messfrequenzen. Dieser Unterschied der Streuungen ist signifikant größer im Vergleich zum Messpunkt bei 4000 Hz. Die Streuungen der Hörschwellen, entzerrt nach FPL und FPL_{Rfit} ermittelt mit der AFC-Audiometrie, unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Die Verläufe der Mediane aus Abbildung 5.22 links

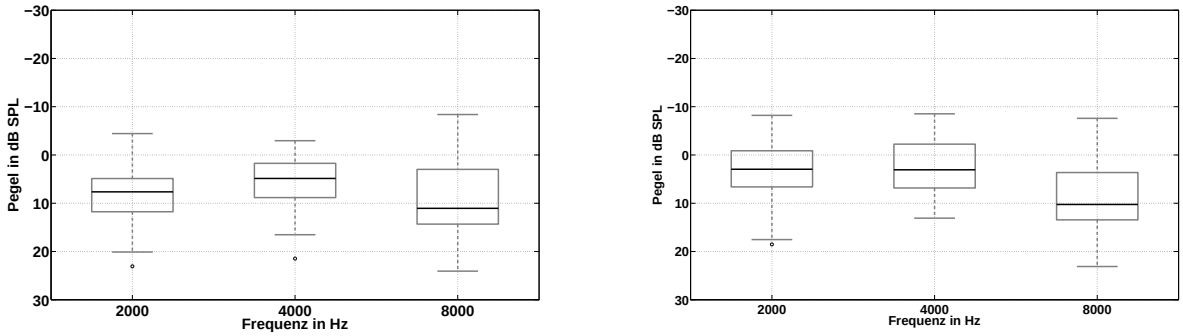


Abbildung 5.22: Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie für drei Frequenzen (links FPL / rechts FPL_{Rfit}). Dargestellt ist der Median (schwarz), die Interquartilsabstände (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

und rechts sind mit kleineren Abweichungen (ca. 3 dB) miteinander vergleichbar.

Zusätzlich zum FPL wird in diesem Abschnitt der TPL an der Hörschwelle betrachtet. Die Ergebnisse für diese Bezugsgröße sind in Abbildung 5.23 dargestellt. Die Verläufe der beiden Mittelwerte der

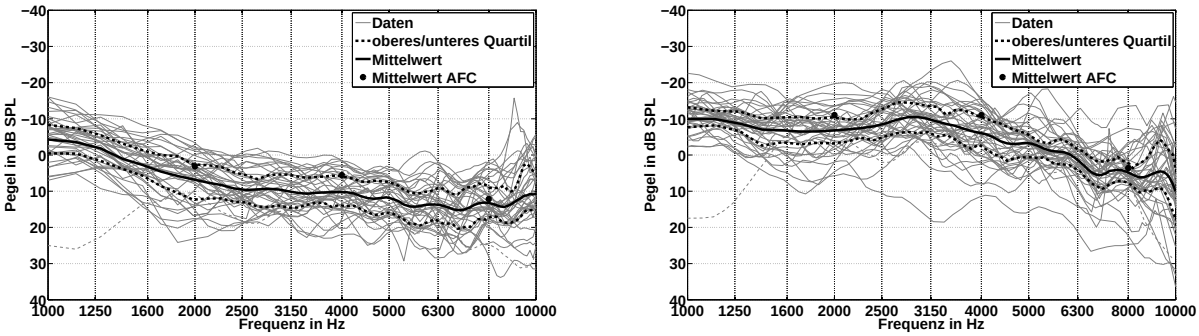


Abbildung 5.23: Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie. Die Bezugsgröße ist hier der Transmitted Pressure Level (links TPL / rechts TPL_{Rfit}). Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (38 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt).

Hörschwellen, bezogen auf den TPL und den TPL_{Rfit}, unterscheiden sich deutlicher voneinander als die Kurven in Abbildung 5.20. Die Streuungen unterscheiden sich jedoch lediglich im Bereich von 1000 Hz bis 1100 Hz signifikant voneinander. Der Verlauf der mittleren Hörschwelle mit Bezug auf den TPL beginnt bei 1000 Hz mit -4,3 dB SPL und steigt bis 6900 Hz auf einen Wert von 15,2 dB SPL. Bis 10000 Hz steigt der Mittelwert wieder auf 10,7 dB SPL. Die mittlere Hörschwelle mit Bezug auf den TPL_{Rfit} hat bei 1000 Hz einen Wert von -10 dB SPL. Zwischen 1250 Hz und 2500 Hz stellt sich eine Art Plateu bei ca. -8 dB SPL ein. Von 3150 Hz bis 10000 Hz steigt der Mittelwert auf einen maximalen Wert von 10 dB SPL.

Die große Differenz der beiden Datensätze lässt sich nicht vollständig aus der Glättung der gemessenen Impedanz erklären. Bei der Berechnung des TPL wird die Reflektanz über eine Schätzung der Restgehörgangslänge auf die Reflektanz am Trommelfell bezogen. Bei der Berechnung des TPL beschrieben in Withnell et al. (2009) (so wie auch hier) geschieht dies über die Phase der Reflektanz. Die Frequenz an dem die Phase der Reflektanz ein Sprung 180° macht beschreibt die Stehendewelle-Frequenz, aus der sich wiederum die Restgehörgangslänge berechnen lässt. Die Restgehörgangslänge zur Berechnung der Reflektanz beim TPL_{Rfit} wurde aus der Schätzung der Gehörgangsparameter aus dem impedanzbasierten Verfahren verwendet. Wie in Abbildung 8.2 im Anhang zu sehen ist, unterscheiden sich die Schätzungen der Restgehörgangslängen leicht voneinander. Dazu kommt auch hier das für die Berechnung des TPL_{Rfit} ein Quellenmodell zu grunde liegt, wobei beim TPL der Bezug zum Schalldruck in [Pa] über die Mikrofonempfindlichkeit des Sondenmikrofons hergestellt wurde. Die Mittelwerte der AFC-Audiometrie weichen wie erwartet auch hier 0 dB bis 5 dB von dem Mittelwert der Daten, ermittelt mit dem Bekesy-Tracking, ab. Die gestrichelte Linie markiert den Datensatz der in den vorherigen Abschnitten aufgefallen ist. Die hohe Schwelle die diese Daten bei den anderen Methoden gezeigt hat, scheint sich aufgrund der höheren Gesamtstreuung der Daten in diesem Abschnitt zu relativieren.

In Abbildung 5.24 sind die Ergebnisse der AFC-Audiometrie bezogen auf den TPL (links) und TPL_{Rfit} (rechts) dargestellt. Auch hier zeigt sich, dass die Ergebnisse dieser Audiometrie mit Bezug auf den TPL bei 8000 Hz eine signifikant höhere Streuung aufweisen als bei 2000 Hz.

5.3.4 Sound Intensity Level an der Hörschwelle

Da sich aus den bereits vorhanden Daten der Gehörgangsimpedanz für jeden Probanden leicht der Sound Intensity level (SIL) berechnen lässt, wurde dieser ebenfalls als Bezugsgröße für die Hörschwelle

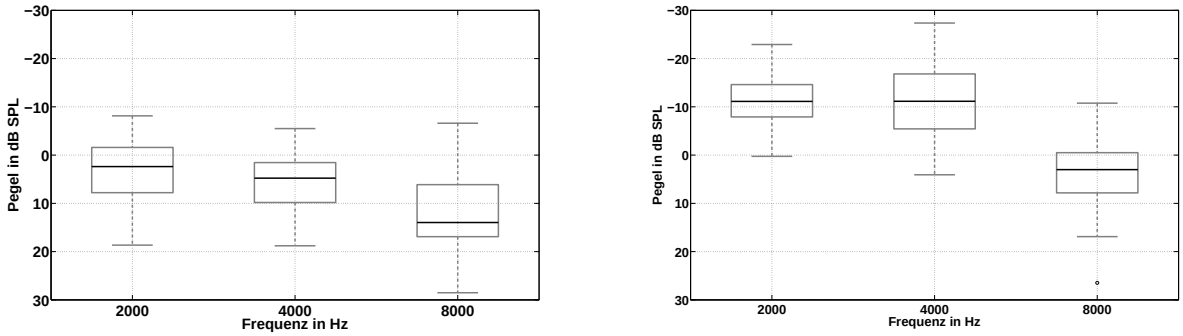


Abbildung 5.24: Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie für drei Frequenzen (links TPL / rechts TPL_{Rfit}). Dargestellt ist der Median (schwarz), die Interquartilsabstände (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

herangezogen. Abbildung 5.25 zeigt die Hörschwellen mit Bezug auf den SIL. Auch hier wurden zwei Ohren außen vor gelassen, bei denen entweder keine Daten oder keine sinnvollen Ergebnisse vorlagen. Der Verlauf des Mittelwertes beginnt ähnlich wie bei den anderen Methodiken bei 0 dB für eine

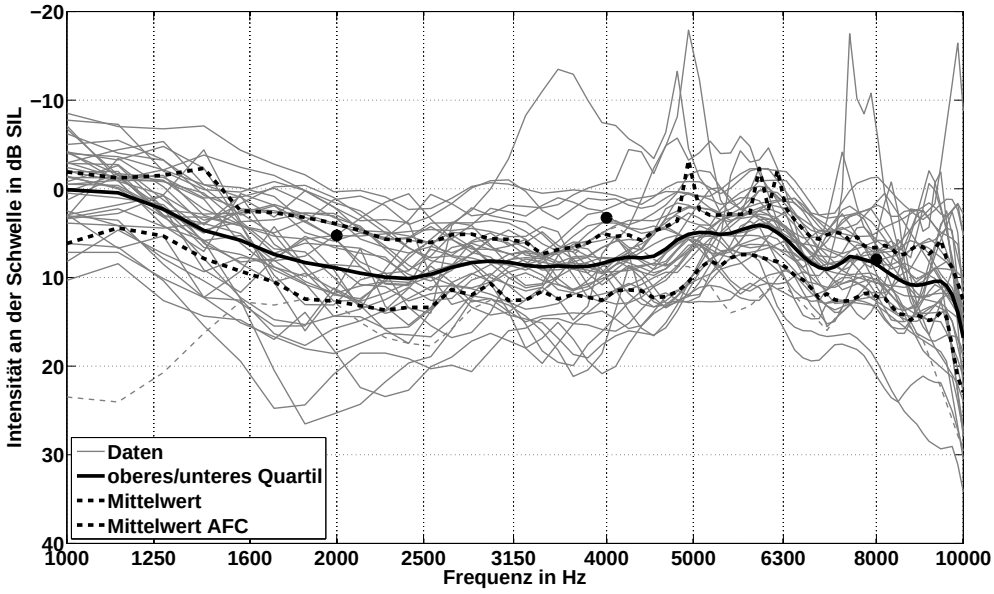


Abbildung 5.25: Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie. Die Bezugsgröße ist hier der Sound Intensity Level. Dargestellt sind die Daten aller 20 Probanden (38 Ohren) (grau), sowie Mittelwert (schwarz) und das obere/untere Quartil (schwarz gestrichelt). Mittlere Daten der AFC-Audiometrie sind als schwarze Kreise dargestellt.

Frequenz von 1000 Hz. Bis ca. 2500 Hz steigt der Mittelwert auf 10 dB SIL an. Ab 2500 Hz bis 5900 Hz sinkt der Mittelwert auf 4,1 dB SIL und steigt bis 10000 Hz wieder auf 16,8 dB SIL. Wie auch beim FPL_{Rfit} basiert die Berechnung des SIL auf einem Quellenmodell (wie auch in Scheperle et al. (2008) beschrieben). Wie zu erwarten lässt sich der Verlauf des Mittelwertes mit Bezug auf den SIL mit dem Verlauf des Mittelwertes mit Bezug auf den FPL_{Rfit} vergleichen. Dies gilt ebenfalls für die mittleren Daten der AFC-Audiometrie. In Abbildung 5.26 sind die Standardabweichung und der Interquartilsabstand dargestellt. Der Verlauf der Standardabweichung deutet auf eine erhöhte Streuung im Frequenzbereich oberhalb von 8000 Hz hin. Die geringste Streuung zeigt sich bei 6800 Hz mit 4 dB. Der Interquartilsabstand zeigt eine höhere Streuung der Messwerte an, ist jedoch mit dem

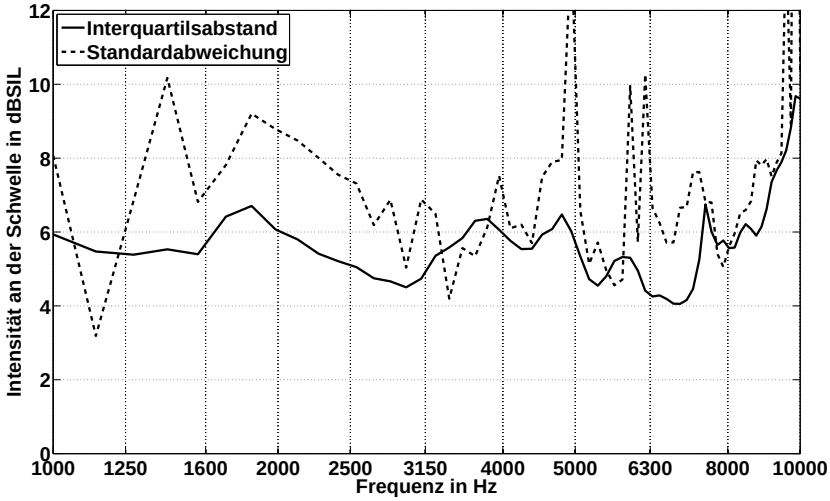


Abbildung 5.26: Interquartilsabstände (gestrichelte Linie) und Standardabweichung (durchgezogene Linie) für die Hörschwellen mit Bezug auf den Sound Intensity Level

Verlauf der Standardabweichung vergleichbar.

Abbildung 5.27 zeigt die Daten der AFC-Audiometrie entzerrt mit Hilfe des SIL. Die Interquartils-

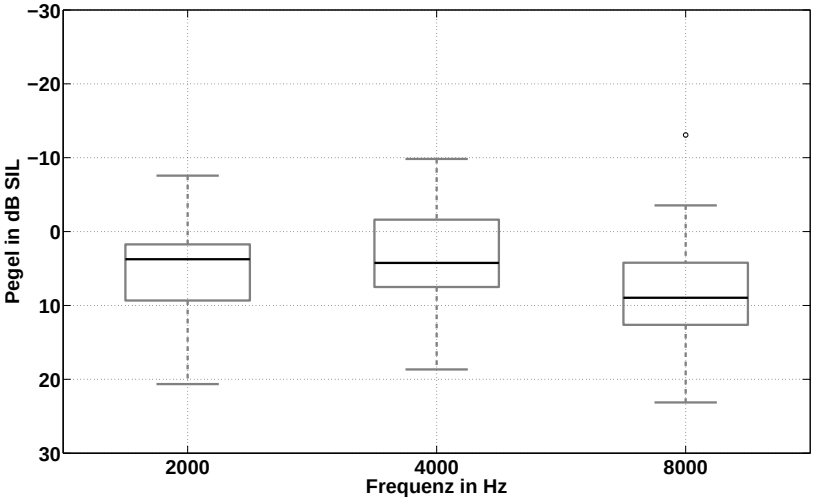


Abbildung 5.27: Ergebnisse der gehörgangsbezogenen Audiometrie ermittelt mit der AFC-Audiometrie für drei Frequenzen mit Bezug auf den SIL. Dargestellt ist der Median (schwarz), der Interquartilsabstand (graue Box) und die 1,5 fachen Interquartilsabstände (grau gestrichelt). Ausreißer sind als graue Kreise markiert.

abstände sowie der Verlauf der Mediane sind mit den Daten aus Abbildung 5.25 und 5.26 vergleichbar. Beim Vergleich der Frequenzen untereinander zeigt sich für keinen Messpunkt eine signifikant geringere Streuung.

5.4 Test-Retest Untersuchung

Wie im Abschnitt 4.3.2 erwähnt, wurde eine Messung pro Proband zweimal, jeweils an unterschiedlichen Tagen, durchgeführt. Dies wurde insgesamt für 15 Probanden gemacht, sodass für jede Metho-

dik Test-Retest-Daten für zehn Ohren vorliegen. Die Test-Retest-Daten teilen sich auf in subjektive Messungen (Hörschwellen Messung mittels Bèkèsy-Tracking und AFC-Audiometrie) und objektive Messungen (Impedanz Messung und Messung der Übertragungsfunktion zur Detektion der Schalldruckminima im Frequenzbereich).

Vor Beginn der Messungen an den 20 jungen Probanden wurde mit fünf Probanden zu zwei verschiedenen Zeitpunkten (2 Stunden bis 24 Stunden zwischen den Zeitpunkten) die Hörschwelle mittels Kopfhöreraudiometrie ermittelt, um vorab ein Aussage über die Reproduzierbarkeit der Hörschwelle, ermittelt mit dem Bèkèsy-Tracking, zu bekommen. Zudem wurde mit den fünf Probanden ein Audiogramm mit einem Audiometer der Firma Siemens (UnityII) gemessen. In Abbildung 5.28 lässt sich gut erkennen, dass die Hörschwellen, ermittelt mit dem Bèkèsy-Tracking und der UnityII, bei allen Probanden vergleichbar sind. Abweichungen wie bei dem Proband „JH-R“ von ca. 10 dB bei 1600 Hz lassen sich durch die Tagesform des Probanden und die geringe Amplitudenauflösung der UnityII erklären. Zudem sind in der Abbidlung 5.28 die Test-Retest-Daten des Bèkèsy-Trackings (jeweils in

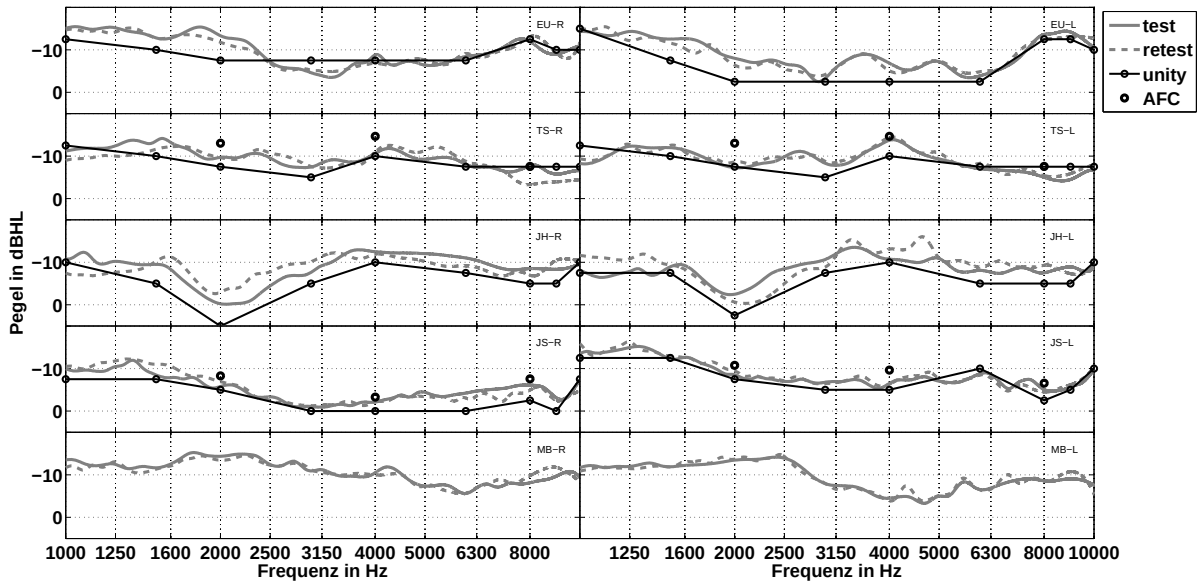


Abbildung 5.28: Hörschwellen von fünf Probanden ermittelt mit einem Bèkèsy-Tracking (in grau Test und in gestrichelt grau Retest), AFC-Audiometrie (wenn vorhanden schwarze Punkte) und an einem Standardaudiometer der Firma Siemens (UnityII)(schwarz)

grau) zu sehen. In Abbildung 5.29 ist die Differenz von Test zu Retest sowie die mittlere Abweichung und die mittlere absolute Abweichung der Hörschwellendaten dargestellt. Die mittlere absolute Abweichung beträgt für die zehn Datensätze 1 dB bis 3,5 dB über den gesamten Frequenzbereich. Der Mittelwert der Test-Retest-Differenzen orientiert sich um 0 dB (± 1 dB). Aus der Abbildung ist ebenfalls zu entnehmen, dass Abweichungen in Höhe von 12 dB durchaus vorkommen können. Solch eine Differenz entsteht vermutlich durch unkonzentriertes betätigen des Tasters zur Kontrolle der Stimulus Lautstärke.

Da die Probanden aufgrund von vorangegangenen Messungen bereits mit dem Verfahren vertraut waren, wurde mit zwei weiteren, unerfahrenen Probanden ebenfalls eine Kopfhöreraudiometrie mittels Bèkèsy-Tracking durchgeführt, siehe Abbildung 5.30. Dargestellt sind hier die Testdaten (schwarz), die Retestdaten (schwarz gestrichelt) und, mit Bezug auf die rechte y-Achse, die absolute Differenz zwischen Test und Retest. Bei einem Probanden Ohr zeigt sich eine maximale Abweichung von 11 dB bei 1600 Hz zwischen Test und Retest. Auch im übrigen Frequenzbereich ist die Differenz bei diesem

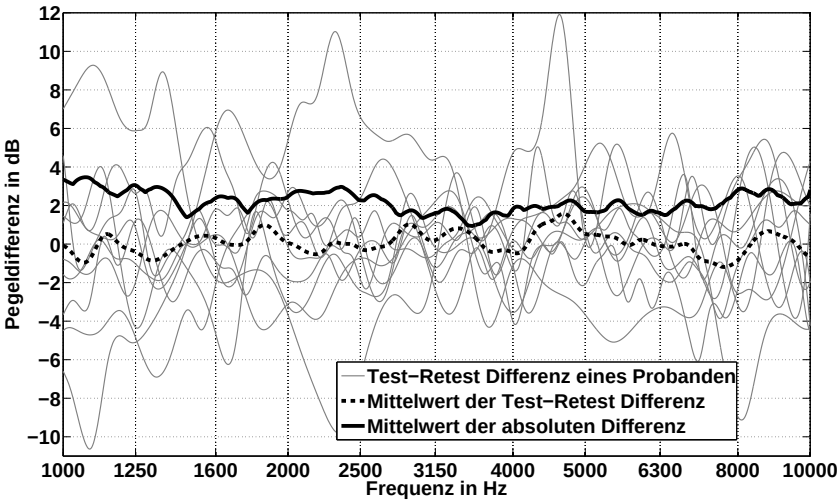


Abbildung 5.29: Mittlere- und mittlere absolute Abweichung von Test zu Retest

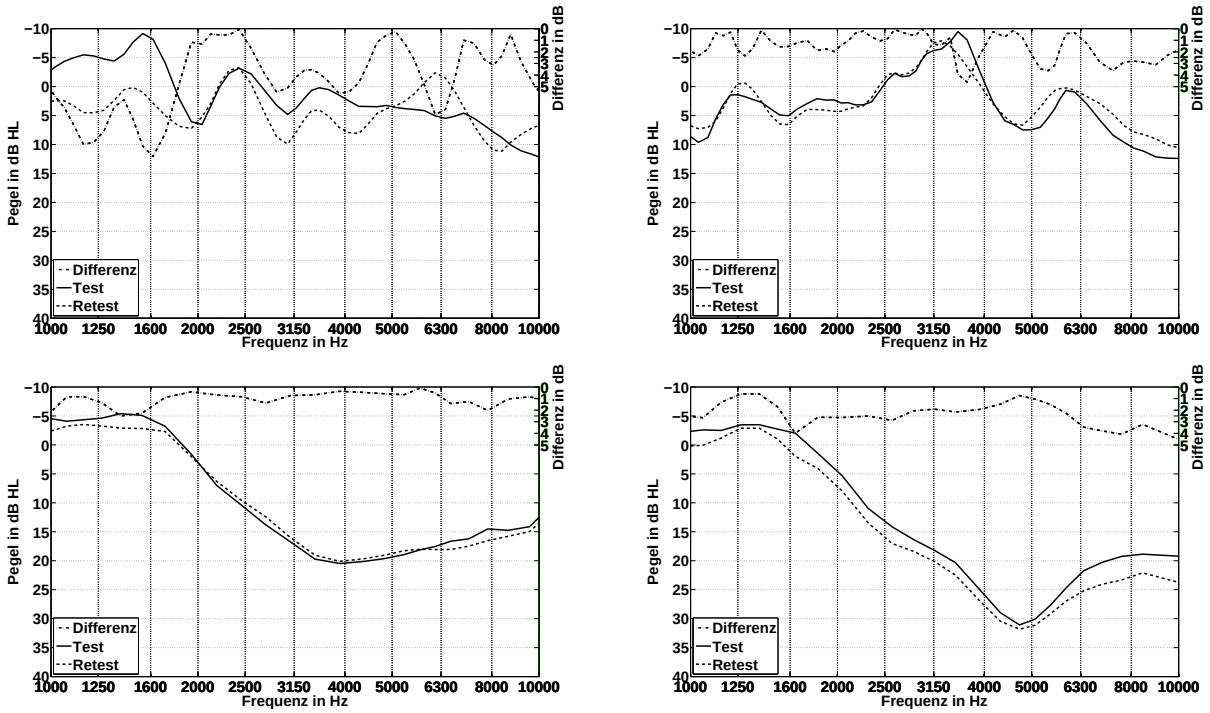


Abbildung 5.30: Hörschwellen ermittelt über eine Kopfhöreraudiometrie mittels Bèkèsy-Tracking. Dargestellt sind Test-Retest Daten (schwarz/schwarz gestrichelt) und die absolute Differenz der Test-Retest Daten (schwarz gepunkt/gestrichelt) jeweils für ein Probanden Ohr.

Ohr relativ groß. Bei den anderen drei Datensätzen liegt die Differenz im Schnitt bei 2,5 dB (± 1 dB).

Diese Daten lassen darauf schließen, dass das Verfahren des Bèkèsy-Trackings in dieser Form (auch für ungeübte Probanden) geeignet für die Ermittlung der Hörschwelle ist.

5.4.1 Subjektive Tests

In diesem Abschnitt werden die Test-Retest-Daten für die subjektiven Tests vorgestellt. Dies beinhaltet die Kopfhöreraudiometrie, Freifeldaudiometrie und trommelfellbezogene Audiometrie. Bei der zuletzt genannten Audiometrie werden die Test-Retest-Rohdaten (keine individuelle Trommelfellschalldruckentzerrung) zur Betrachtung herangezogen. Auf die Test-Retest-Streuung der Modelle bzw. der zu Grunde liegenden Messungen wird im Folgeabschnitt eingegangen.

Die Test-Retest-Differenzen für alle Methodiken sind in Abbildung 5.31 dargestellt. Bei 1000 Hz zeigt

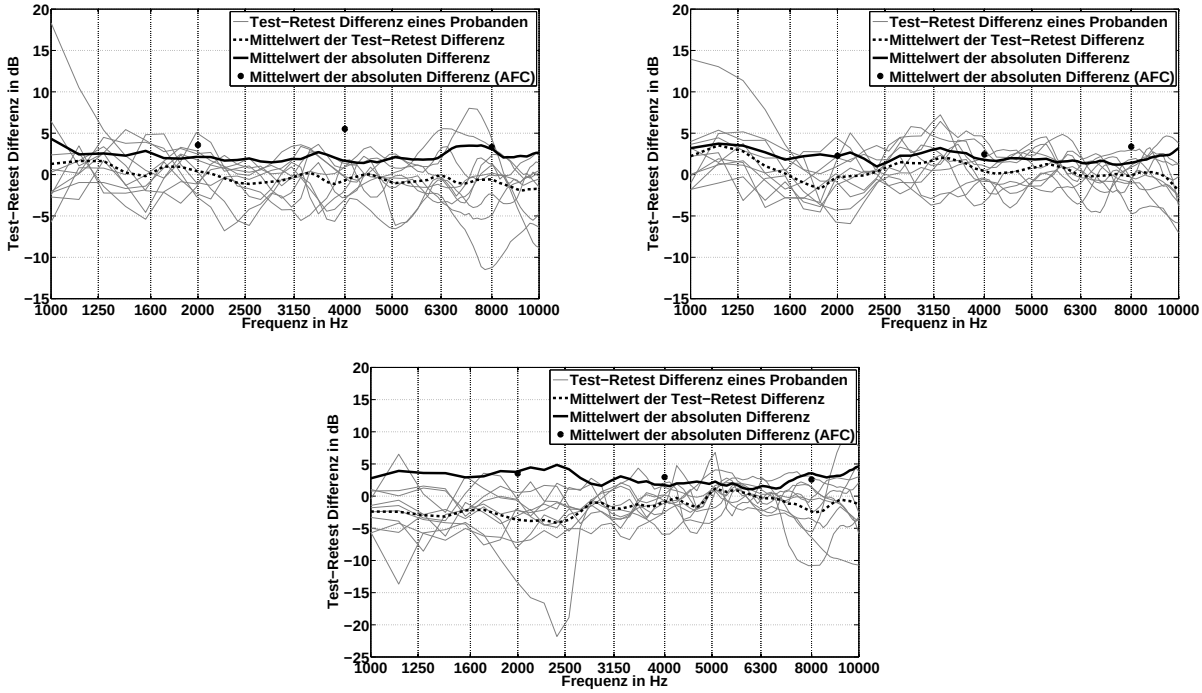


Abbildung 5.31: Test-Retest-Differenzen für alle Methodiken. Dargestellt sind die Test-Retest-Differenzen für Freifeldaudiometrie (oben links), Kopfhöreraudiometrie (oben rechts) und unkalibrierte Audiometrie über den Hörgerätetreiber (unten) für das Bèkèsy-Tracking und AFC-Audiometrie.

sich für die Freifelaudiometrie eine maximale Abweichung von Test zu Retest von 18 dB. Die mittlere absolute Differenz überschreitet jedoch 4,5 dB nicht und beträgt im Mittel über den gesamten Messbereich ca. 2,5 dB. Der Mittelwert verläuft nahe 0 dB (± 1,8 dB). Die AFC-Audiometrie weist eine etwas höhere Test-Retest-Differenz auf als das Bèkèsy-Tracking, die sich mit einer maximalen Differenz von 5,5 dB bei 4000 Hz jedoch in Grenzen hält. In Abbildung 5.31 oben rechts sind die Test-Retest-Ergebnisse der Kopfhöreraudiometrie gezeigt. Auch hier gibt es einen Datensatz der bei 1000 Hz eine hohe Abweichung zeigt (14 dB). Die mittlere absolute Differenz hat einen Maximalwert von 3,7 dB und verläuft über den kompletten Messbereich um ca. 2,5 dB. Der Mittelwert der Differenz verläuft auch hier um 0 dB (± 2 dB). Für die Messwerte, ermittelt mit der AFC-Audiometrie, zeigen sich leicht höhere Abweichung von Test zu Retest. Die größte Abweichung liegt bei 3,4 dB bei 8000 Hz. Was bei den Test-Retest-Daten der Audiometrie mit Otoplastik und Hörgerätetreiber (Abbildung 5.31 unten) auffällt ist, dass der Mittelwert der Differenz zwischen Test und Retest fast im ganzen Messbereich unterhalb von 0 dB verläuft. Das bedeutet, dass die Probanden, bei $Diff = Retest - Test$,

beim Retest ein niedrigere Hörschwelle hatten. Da jedoch relativ wenig Messdaten vorliegen und der absolute Mittelwert der Differenz durchweg unter 5 dB liegt (im Schnitt über dem ganzen Messbereich bei ca. 3,2 dB) kann nicht von einer statistischen Auffälligkeit gesprochen werden. Wie die Daten der anderen Methodiken weist auch dieser Datensatz für ein Probanden Ohr eine maximale Abweichung von 22 dB auf. Diese liegt jedoch, im Gegensatz zur Freifeld- und Kopfhöreraudiometrie, bei 2400 Hz. Bei den der AFC-Audiometrie liegt die mittlere absolute Differenz bei 2,5 dB bis 3,5 dB.

Da die Hörschwellen mit Bezug auf den SIL, FPL und TPL die gleiche Grundlage wie die Hörschwellen mit Bezug nach der impedanzbasierten Methode haben (und zwar die gemessene Impedanz sowie die Rohdaten des Bèkèsy-Trackings), werden hier die Test-Retest-Daten dieser Methodiken nicht besprochen, da diese sich wie bei der impedanzbasierten Methode darstellen würden.

Im Allgemeinen lässt sich die Test-Retest Differenz auf die Tagesform der Probanden sowie auf Positionierungsunterschiede im Schallfeld bzw. beim Sitz des Kopfhörers oder der Otoplastik zurückführen.

5.4.2 Objektive Tests

Für fünf Probanden wurden jeweils zwei Gehörgangsmodelle nach der impedanzbasierten Methode und nach der Methode nach Schmidt & Hudde (2008) erstellt. Wie gut sich diese Messungen reproduzieren lassen ist durch die Test-Retest-Differenz in Abbildung 5.32 dargestellt. Der Mittelwert der

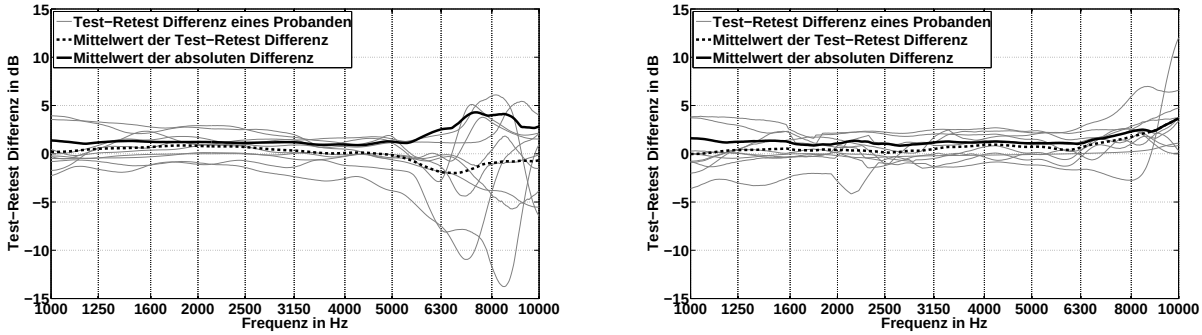


Abbildung 5.32: Test-Retest Differenzen für den vorhergesagten Schalldruck am Trommelfell nach Schmidt & Hudde (2008) (links) und nach der impedanzbasierten Methode.

Test-Retest-Differenz verläuft bei der Methodik nach Schmidt & Hudde (2008) nahe 0 dB mit einer maximalen Abweichung bei 6700 Hz von -2 dB. Die absolute mittlere Differenz liegt bis 5000 Hz bei ca. 1,1 dB. Ab 5000 Hz steigt diese stark an bis zu einem maximalen Wert von 4,3 dB bei 7400 Hz. In diesem Bereich liegt das durchschnittliche Schalldruckminimum im Frequenzbereich, welches bei dieser Methodik zu detektieren ist. Die Detektion des Minimums erfolgt von Test zu Retest nicht unbedingt gleich. Ebenso wie die Anpassung der resistiven Impedanz. Zudem führen schon kleine Positionierungsdifferenzen der Otoplastik zu großen Änderungen in der Übertragungsfunktion. Gut zu sehen ist dies in Abbildung 5.33 die eine Übertragungsfunktion (Quellspannung relativ zu Mikrofonspannung) gemessen im Gehörgang eines Probanden, zeigt. Deutlich zu sehen ist, dass das Minimum bei der zweiten Messung bei einer anderen Frequenz liegt und sich so von Test zu Retest eine Differenz von bis zu 9 dB in diesem Frequenzbereich ergibt.

Bei der impedanzbasierten Methode zeigt sich anhand des Mittelwertes, dass bei dem Retest für die meisten Daten ein höherer Schalldruckpegel am Trommelfell geschätzt wurde. Auch hier lässt sich aufgrund der geringen Anzahl der Daten nicht von einem aussagekräftigen Wert sprechen, da unter 8000 Hz der Mittelwert durchweg geringer als 2 dB ist. Bei Betrachtung der absoluten mittleren Differenz fällt auf, dass oberhalb von 6300 Hz die Differenz bis auf 3,6 dB ansteigt. Dies folgt ebenfalls aus den Positionierungsdifferenzen der Otoplastik zwischen Test und Retest. Zudem beginnt

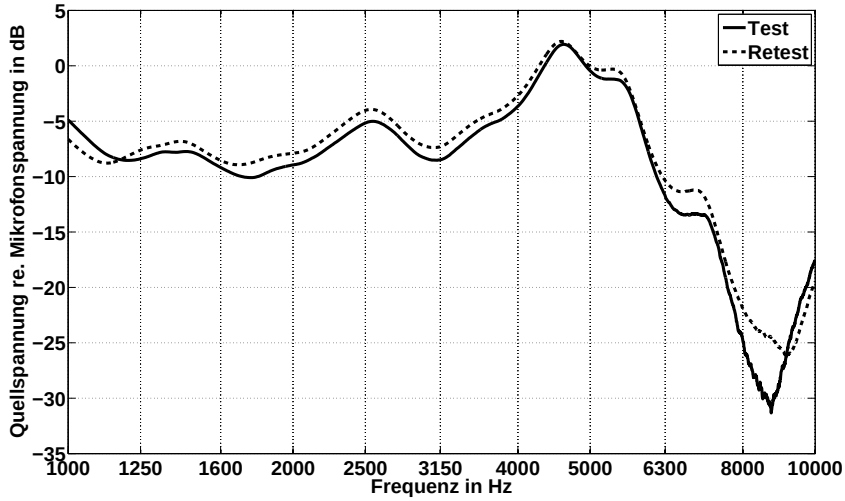


Abbildung 5.33: Test-Retest-Messung einer Übertragungsfunktion im Gehörgang eines Probanden 5 mm von der innen Seite der Otoplastik entfernt.

die iterative Bestimmung des Trommelfellschalldrucks nach dieser Methodik immer mit leicht anderen Startparametern, wodurch sich aus zwei unabhängigen Anläufen des Algorithmuses leicht andere Trommelfellschalldrücke ergeben.

5.5 Vergleich der Methodiken Anhand der Standardabweichungen

An dieser Stelle sollen die verschiedenen Verfahren zur Bestimmung der Hörschwelle miteinander verglichen werden. Es sei gesagt, dass der absolute Verlauf der Methodiken mit mittleren Probandendaten als Bezugsgröße (Kopfhöreraudiometrie und Freifeldaudiometrie) nicht mit den Daten mit individuellen Trommelfellschalldruck bzw. Gehörgangsschalldruck als Bezugsgröße verglichen werden kann. Die Freifeldaudiometrie sowie die Kopfhöreraudiometrie berücksichtigen aufgrund ihrer Bezugsgrößen den mittleren sensitiven Einfluss der Probanden bedingt durch die Cochlea bzw. die frequenzspezifischen Eigenschaften der menschlichen Schallwahrnehmung. Da bei der trommelfellbezogenen Audiometrie lediglich der Schalldruck vorm Tormmelfell als Bezugsgröße dient, wird der frequenzspezifische, sensitive Teil der Wahrnehmung nicht mit berücksichtigt. So dient im Folgenden die Standardabweichung als Vergleichsgröße für die Methodiken. Zusätzlich zu der Darstellung der Standardabweichungen, wird mit Hilfe eines T-Tests (siehe Gleichung 5.1) überprüft ob sich die Streuungen der Methodiken signifikant voneinander unterscheiden.

Da die Kopfhöreraudiometrie und die Freifeldaudiometrie die aktuellen Standards bei der Bestimmung von Hörschwellen darstellen, wird in Abbildung 5.34 die Standardabweichung der Kopfhöreraudiometrie und der Freifeldaudiometrie mit den Standardabweichungen der restlichen hier untersuchten Methodiken verglichen. Jeweils unterhalb der Abbildungen der Standardabweichungen ist die Signifikanz der Unterschiede der Streuungen dargestellt. Eine Signifikanz von eins besagt gemäß der Nullhypothese (siehe Gleichung 5.2), dass die Streuung der Daten, ermittelt mit der Kopfhöreraudiometrie bzw. der Freifeldaudiometrie, eine geringere Streuung als die Vergleichsdaten (Bezug nach Schmidt & Hudde (2008), impedanzbasierte Methode, FPL) aufweisen. Ein Signifikanz von unter 0.05 sagt somit aus, dass die Streuung der Vergleichsdaten signifikant geringer ist als die Daten der Kopfhöreraudiometrie bzw. der Freifeldaudiometrie. Das Signifikanzniveau ist in der Abbildung 5.34 als lilane durchgezogene Linie hervorgehoben. Beim Vergleich der Streuungen zwischen Kopfhöreraudiometrie und trommelfellbezogene Audiometrie nach Schmidt & Hudde (2008) ist kein signifikanter Unterschied zwischen den Streuungen zu erkennen. Im Frequenzbereich zwischen 3500 Hz und 6300 Hz zeigt sich bei der

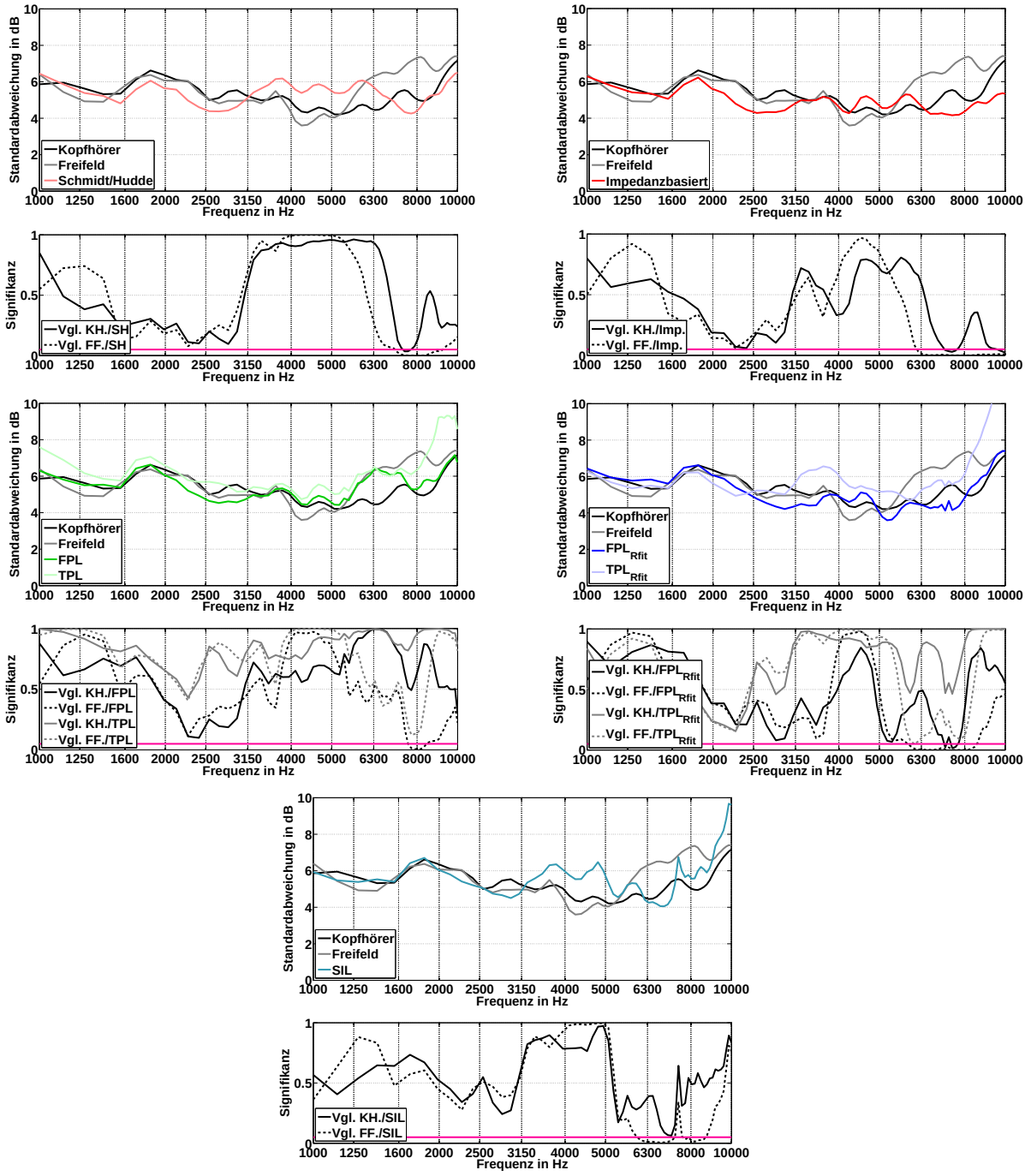


Abbildung 5.34: Standardabweichung der audiometrischen Methodiken. Oben links: Vergleich der Standardmethodiken mit dem Verfahren nach Schmidt & Hudde (2008). Oben rechts: Vergleich der Standardmethodiken mit der impedanzbasierten Methode. Zweite von oben links: Vergleich der Standardmethodiken mit der Methode mit Bezug auf den FPL und TPL. Zweite von oben rechts: Vergleich der Standardmethodiken mit der Methode mit Bezug auf den FPL_{Rfit} und TPL_{Rfit}. Zweite von unten mitte: Vergleich der Standardmethodiken mit der Methode mit Bezug auf den SIL. Jeweils unterhalb der Abbildungen ist die Signifikanz der Unterschiede der Streuungen dargestellt.

Methodik nach Schmidt & Hudde (2008) eine größere Streuung gegenüber der Kopfhöreraudiometrie. Der Unterschied ist nicht signifikant, jedoch bei Betrachtung des Gesamtverlaufs des Signifikanzniveaus auffällig. Im Bereich von 4100 Hz und 4600 Hz weist die Freifeldaudiometrie eine signifikant geringere Streuung auf. Zwischen 7100 Hz und 8300 Hz ist die Streuung der trommelfellbezogenen Hörschwelle signifikant geringer. Es wurde bereits zuvor erwähnt, dass die Streuung bei der Freifeldaudiometrie bei Frequenzen oberhalb von 6000 Hz größer ist aufgrund von Positionierungsunterschieden im Schallfeld zwischen einzelnen Probanden. Die Tatsache das die Streuung der Freifeldaudiometrie zur Kopfhöreraudiometrie in den Frequenzbereichen von 5900 Hz bis 6900 Hz und von 7600 Hz bis 8700 Hz ebenfalls signifikant größer ist unterstützt diese Aussage (siehe 5.35).

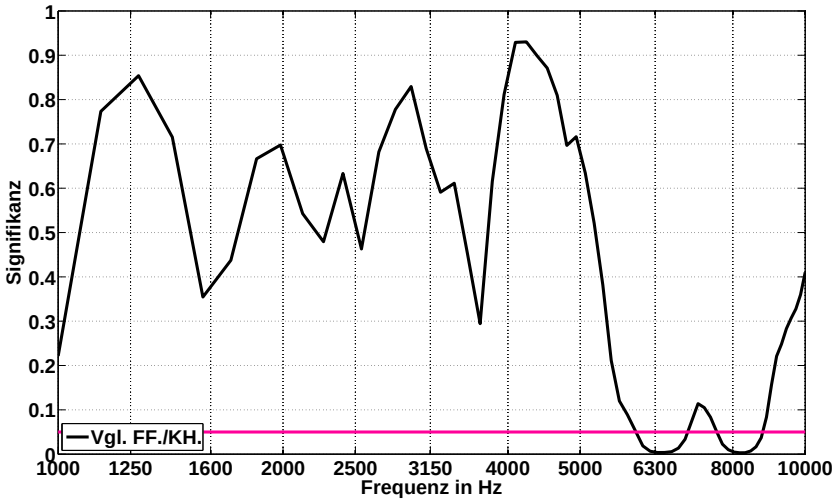


Abbildung 5.35: Ergebnis des Signigkanztests für Freifeldaudiometrie und Kopfhöreraudiometrie.

Auch bei der Audiometrie mit Trommelfellbezug nach der impedanzbasierten Methodik zeigt sich von 6300 Hz bis 10000 Hz eine signifikant geringere Streuung im Vergleich zur Freifeldaudiometrie. Im Vergleich zur Kopfhöreraudiometrie ist von 7200 Hz bis 7500 Hz und von 9500 Hz bis 10000 Hz ein signifikant geringere Streuung zu sehen.

Die Streuung der Hörschwellen, entzerrt nach dem TPL, zeigt keine signifikante Verringerung der Streuung im Vergleich zu den klassischen Verfahren der Audiometrie auf. Die Streuung des FPL verläuft nahe der Streuung der Freifeldaudiometrie. Von 7600 Hz bis 8300 Hz zeigt sich im Vergleich zur Freifeldaudiometrie eine signifikant geringere Streuung. Der TPL zeigt oberhalb von 8300 Hz eine größere Streuung als die Freifeldaudiometrie.

Der TPL_{Rfit} an der Hörschwelle, berechnet aus der iterativ angepassten Reflektanz, zeigt über den kompletten Frequenzbereich keine signifikant geringere Streuung im Vergleich zur Freifeld- oder Kopfhöreraudiometrie. Im Vergleich zur Streuung der Kopfhöreraudiometrie verhält sich die Streuung des FPL_{Rfit} relativ ähnlich. Bei 2970 Hz zeigt sich eine signifikant geringere Streuung ebenso wie bei 7470 Hz. Im Vergleich zur Freifeldaudiometrie ist von 6000 Hz bis 8500 Hz ein signifikant geringere Streuung zu sehen.

Die Hörschwellen mit Bezug auf den SIL zeigen im Vergleich zur Kopfhöreraudiometrie keine signifikant geringere Streuung. Ähnlich wie bei den anderen Methodiken zeigt sich von 5900 Hz bis 7300 Hz und von 7700 Hz bis 8600 Hz ein signifikant geringere Streuung im Vergleich zur Freifeldaudiometrie.

In Abbildung 5.36 werden die Streuungen der verschiedenen Modelle miteinander verglichen. Bezug für den Vergleich der Streuungen sind dieses mal die unentzerrten Rohdaten (in schwarz dargestellt). So kann eine Aussage über den konkreten Gewinn einer individuellen Entzerrungsmessung für Messungen im Gehörgang gemacht werden. Allgemein lässt sich sagen, dass bei der Anzahl von Messdaten eine

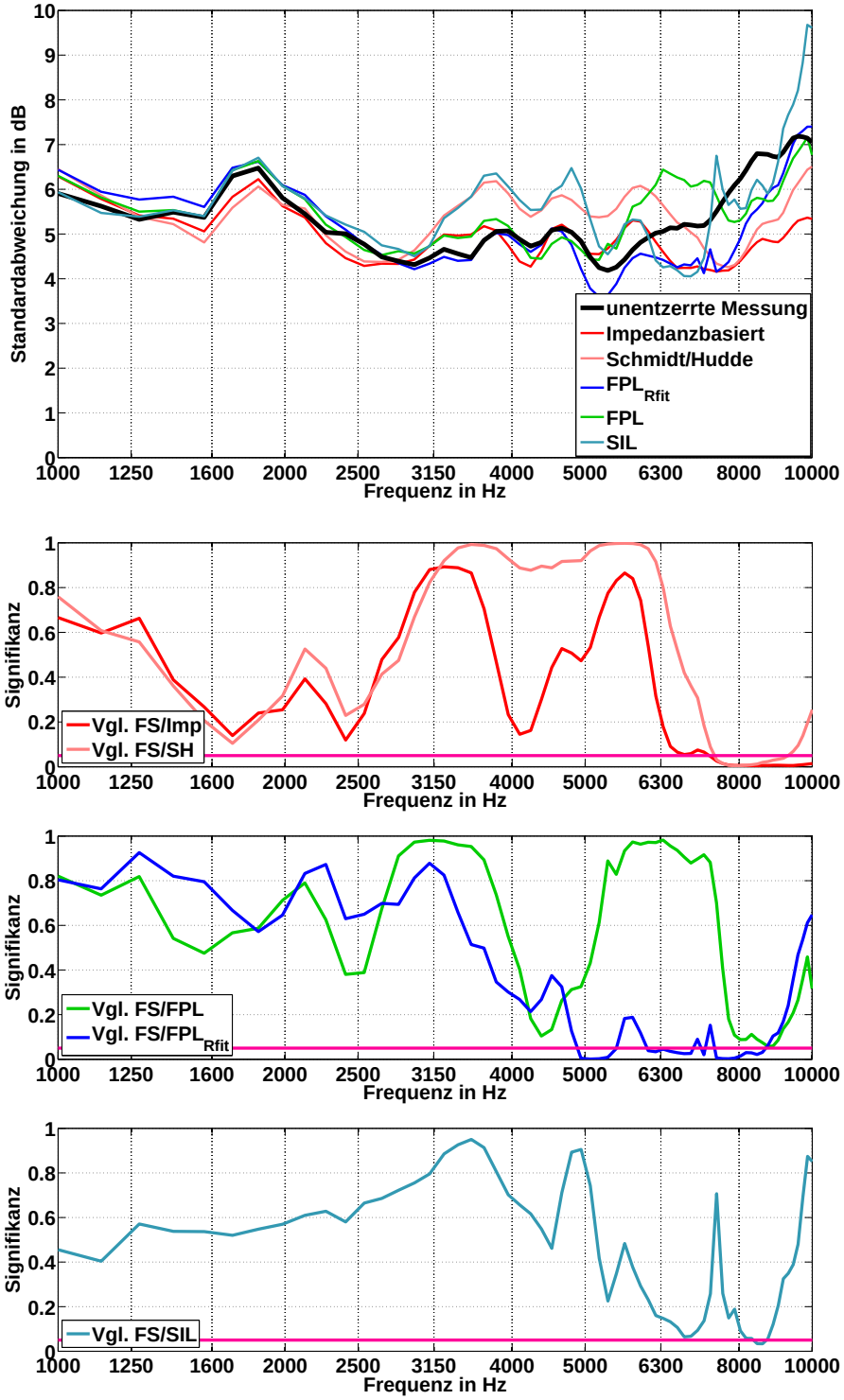


Abbildung 5.36: Vergleich der Standardabweichungen der verschiedenen Gehörgangsmodelle. Der erste Graph zeigt die Standardabweichungen der verschieden Modelle im Vergleich zu der Standardabweichung der unentzerrten (FS für den Bezug auf Full Scale) Rohdaten. Der zweite, dritte und vierte Graph zeigt die Signifikanz des T-Tests, inwiefern die Streuung der Modelle größer ist gegenüber der unentzerrten Messung

individuelle Entzerrung der Hörschwelle keine signifikante Reduzierung der Streuung unterhalb von 6000 Hz mit sich bringt. Jedoch ist bei der impedanzbasierten Methodik oberhalb von 6300 Hz eine Tendenz zur geringeren Streuung zu erkennen, die ab 7300 Hz signifikant ist. Ähnliches gilt für die Methode nach Schmidt & Hudde (2008) und den FPL_{Rfit}. Die Entzerrung auf den FPL führt zu einer Vergrößerung der Standardabweichung oberhalb von 5000 Hz. Bei genauerer Betrachtung der Streuung der Hörschwellen entzerrt nach Schmidt & Hudde (2008) fällt auf, dass die Streuung von 3000 Hz bis 6500 Hz oberhalb der unentzerrten Messung liegt. Die Streuung der beiden Versionen des TPL wurden in Abbildung 5.36 nicht mit berücksichtigt, da sich schon in Abbildung 5.34 gezeigt hat, dass diese Bezugsgröße zu tendenziell größeren Streuungen der so entzerrten Hörschwellen führt.

Bei Betrachtung der Streuung aller Daten fällt auf, dass unabhängig von der Methodik um ca. 1800 Hz eine leicht erhöhte Streuung Auftritt. Im Vergleich zu anderen Frequenzbereichen ist diese erhöhte Streuung nicht signifikant. Bei Betrachtung der AFC-Messwerte ist jedoch festzustellen, dass der Messpunkt bei 2000 Hz keine generelle erhöhte Streuung gegenüber der Messpunkte bei 4000 Hz und 8000 Hz aufzeigt. Die Vermutung liegt also nahe, dass entweder die Hörschwellen der Probanden an dieser Stelle eine natürlich höhere Streuung haben oder das die Streuung im Zusammenhang mit dem Verfahren des Bèkèsy-Trackings entstanden ist. Wodurch sich diese leicht erhöhte Streuung bei 1800 Hz letztendlich manifestiert hat, kann an dieser Stelle nicht genau gesagt werden.

Was bei den Streuungen aller Methodiken auffällt ist, dass diese von 1000 Hz bis 5000 Hz eine sinkende Tendenz aufweisen. Dies deutet auf einen Lerneffekt bei dem Verfahren des Bèkèsy-Trackings hin.

Aus den Daten der Abbildungen 5.34 und 5.36 zeigt sich im allgemeinen eine leicht erhöhte Streuung im Vergleich zur Test-Retest-Streuung, die in der Regel bei ca. 4 dB liegt. Aufgrund der Test-Retest-Ergebnisse ist also generell mit einer Streuung von mindestens 4 dB zu rechnen.

An dieser Stelle lässt sich Zusammenfassend sagen, dass sich die Streuungen aller Modelle bis 3150 Hz nicht groß voneinander unterscheiden. Erst oberhalb dieser Frequenz verdeutlichen sich die Unterschiede zwischen den Modellen.

5.6 Durchführung der Impedanzmessung mit Hilfe von Schaumstoffstopfen

Für weitere Untersuchungen der Hörschwellen junger normalhörender Probanden mit Bezug auf den Trommelfellschalldruck, geschätzt durch das impedanzbasierte Modell, wurde zum Schluss dieser Arbeit überprüft, ob sich auch ohne eine individuelle Otoplastik eine solide Schätzung des Trommelfellschalldrucks erheben lässt. In Anbetracht der Tatsache, dass die Untersuchungen in dieser Arbeit in Zukunft für eine größere Anzahl an Probanden durchgeführt werden soll und eine angepasste Otoplastik preislich um 16 EUR pro Stück liegt, würde eine günstigere Alternativlösung zu den Otoplastiken die Finanzierung solcher Messungen deutlich vereinfachen. Statt einer Otoplastik wird eine Gehörgangsstopfen so pärpariert, dass ein Sondenschlauch und ein Schallschlauch für die Schallquelle hindurchgeführt werden kann.

In Abbildung 5.37 sind zwei präparierte Schaumstoffstopfen dargestellt. Bei den Schaumstoffstopfen handelt es sich um handelsübliche Gehörschutze der Firma Aearo Limited. Um die Bohrungen mit einem gleichen Relativabstand zueinander bei allen Schaumstoffstopfen setzen zu können, wurde vorab eine kleine Schablone angefertigt. Mit Hilfe eines Vereisungssprays wurden die Stopfen eingefroren, sodass definierte Bohrungen gesetzt werden konnten, ohne dass sich die Schaumstoffstopfen während des Bohrens verformen konnten.

An fünf Probanden, die ebenfalls an den zuvor durchgeführten Messungen teilgenommen haben, wurde so eine Impedanzmessung mit darauf folgender Audiometrie durchgeführt. In Abbildung 5.38 unten ist die Differenz zwischen Messung mit Otoplastik und Schaumstoffstopfen dargestellt. In Abbildung 5.38

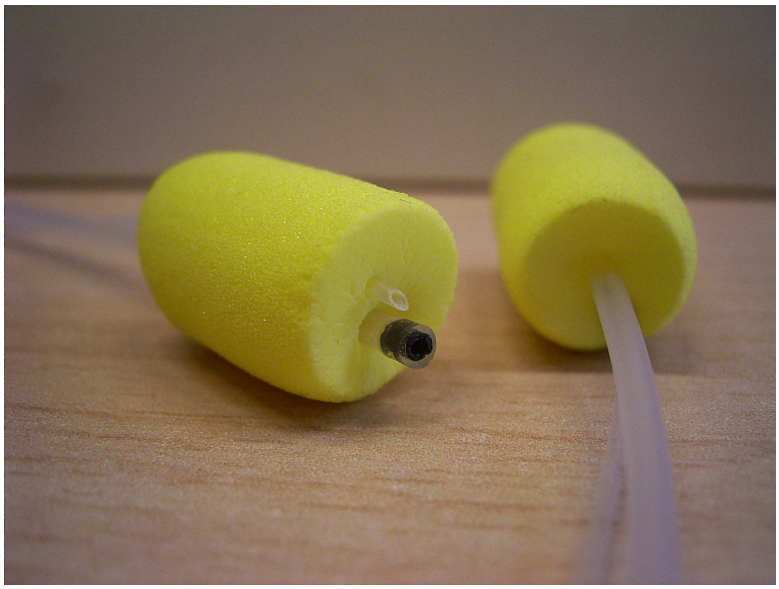


Abbildung 5.37: Schaumstoffstopfen, die für eine Impedanzmessung im Gehörgang mit zwei Bohrungen für Sondenschlauch und Treiberschlauch versehen wurden.

oben ist die Test-Retest-Differenz der Audiometrie über die Otoplastik mit Trommelfellbezug dargestellt. Beim Vergleich der beiden Graphen fällt auf, dass sich die absoluten Mittelwerte nicht groß voneinander Unterscheiden. Es muss dazu gesagt werden, dass zwischen Test und Retest höchstens drei Tage liegen. Zwischen der ersten Messung mit der Otoplastik und der Messung mit dem Schaumstoffstopfen lagen mindestens sechs Wochen. Eine potentielle Änderung der Hörschwelle ist während dieser Zeit nicht auszuschließen.

Auch wenn nur relativ wenig Daten mit Hilfe der Schaumstoffstopfen erhoben wurden, lässt sich Anhand der vorliegenden Daten sagen, dass eine Audiometrie mit Trommelfellbezug auch mit Schaumstoffstopfen zu sinnvollen Ergebnissen führt.

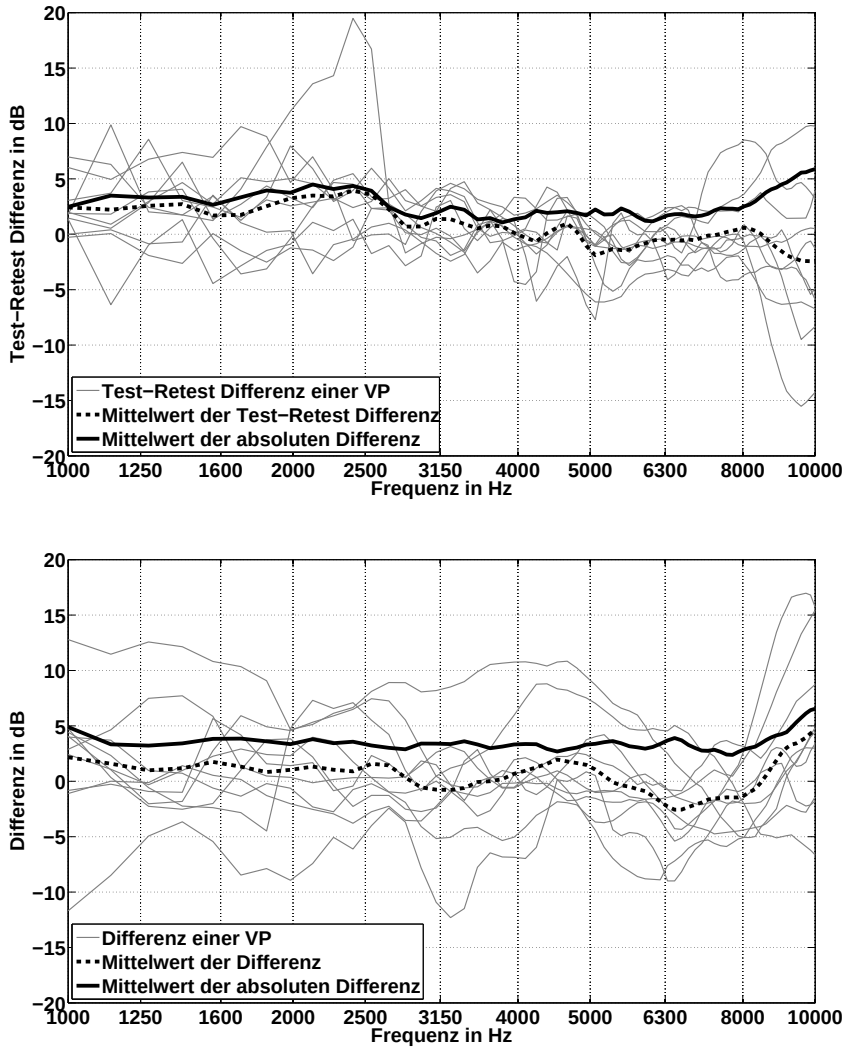


Abbildung 5.38: Oben: Test-Retest-Differenz der Audiometrie mit Trommelfellbezug nach der impedanzbasierten Methode. Unten: Differenz der Messung der Hörschwelle mit Trommelfellbezug nach der impedanzbasierten Methode gemessen über eine individuelle Otoplastik und über eine Schaumstoffstopfen.

Kapitel 6

Diskussion

Was bei Betrachtung der Ergebnisse aus dem vorangegangenem Kapitel besonders auffällt ist, dass die Hörschwellen ermittelt mit der Kopfhöreraudiometrie im Verlgeich zu den Hörschwellen mit individuellem Bezug eine verhältnismäßig geringe Streuung aufzeigen. Trotz der Tendenz zur geringeren Streuung oberhalb von 6000 Hz bei der Audiometrie mit Bezug zum Trommelfellschalldruck geschätzt nach der impedanzbasierten Methodik, war zu erwarten, dass bei einem Bezug auf ein mittleres Ohr die Hörschwellen der Probanden eine deutlich höhere Streuung aufweisen. Die Hypothese das dies so ist konnte Anhand der hier ermittelten Daten nicht widerlegt, jedoch auch nicht vollkommen bestätigt werden. In diesem Zusammenhang liegt die Überlegung nahe, dass die 40 Ohren der 20 Probanden die während dieser Arbeit untersucht wurden ähnliche Eigenschaften wie ein mittleres Ohr aufweisen. In Abbildung 6.1 links sind zwei Otoplastiken von zwei unteschiedlichen Ohren dargestellt, um die extremsten Unterschiede zwischen zwei Ohren zu verdeutlichen. In Abbildung 6.1 rechts sind

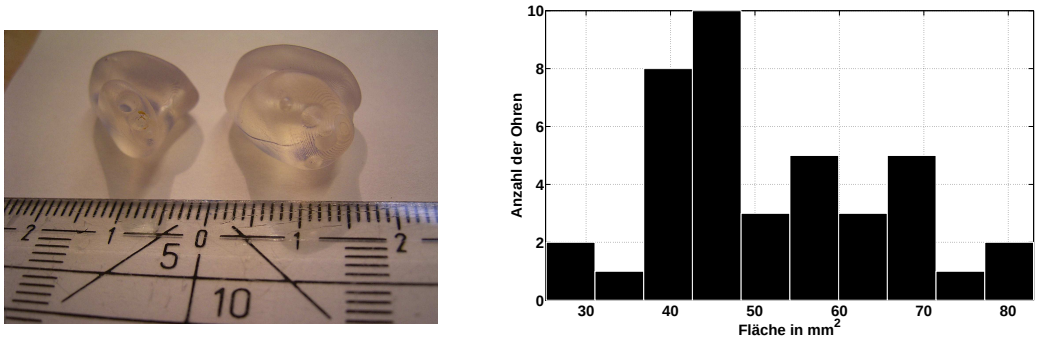


Abbildung 6.1: Links: Zwei Otoplastiken unterschiedlicher Probanden. Rechts: Fläche des Gehörgangs aller Probanden, ermittlet am Ende der jeweiligen Otoplastiken.

die Gehörgangsinnenflächen, ermittelt am Ende der jeweiligen Otoplastik, dargestellt. Die geringste Fläche liegt bei 25 mm^2 und größte bei 83 mm^2. Für die Berechnung der Flächen wurden am Gehörgangseitgen Ende einer jeden Otoplastik zwei Druchmesser gemessen aus denen dann die Fläche einer Ellipse berechnet wurde.

In Blau et al. (2008) wurden 20 Ohren untersucht die einen möglichst großen Bereich der geometrischen Streuung der menschlichen Ohren abdecken sollten. Hierfür wurden die 20 Ohren aus einer großen Anzahl bereits untersuchten Ohren ausgesucht. Als Maß für die Streuung wurde vor dem ersten Knick des Gehörgangs zwei Durchmesser ermittelt ($d1$ und $d2$). Diese Durchmesser sind ebenfalls an den Probanden Ohren in dieser Arbeit erhoben worden. Die Ergebnisse aus den Studiendaten und der Daten aus dieser Arbeit sind in Abbildung 6.2 dargestellt. Bei Betrachtung der beiden Datensätze fällt auf, dass aus den Daten aus Blau et al. (2008) mehr „große“ Ohren vorhanden waren als unter den hier untersuchten Ohren. Dies lässt sich auf das größere Alter der Ohren aus der Studie zurückführen, da das menschliche Ohr mit zunehmenden Alter an Elastizität zunimmt und somit auch der äußere Teil des Gehörgangs größer wird. Da die in dieser Arbeit untersuchten Probanden jung und normalhörend sind, ist es nahe liegend, dass die meisten Ohren ähnliche Eigenschaften wie das „Norm“-Ohr aufweisen, wodurch sich eine verhältnismäßig geringe Streuung bei der Freifeldaudiometrie und

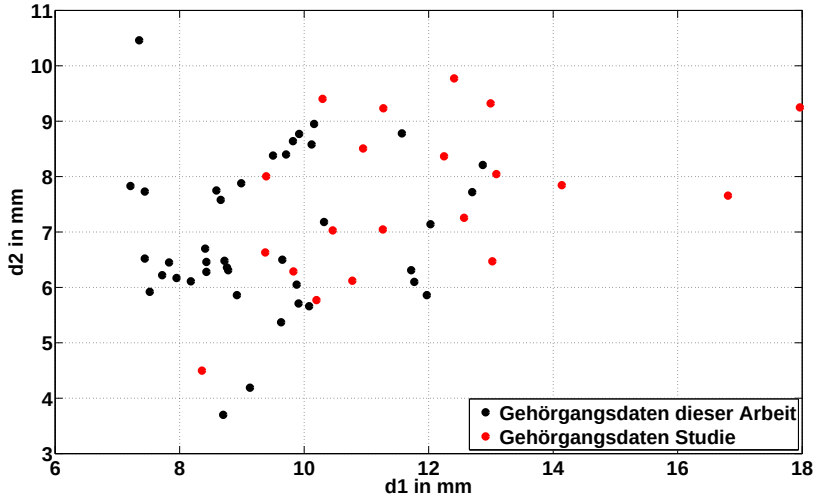


Abbildung 6.2: Vergleich der Gehörgangsdurchmesser erhoben an den Probandenohren die in dieser Arbeit untersucht wurden (schwarze Punkte) und während der Studie Blau et al. (2008) (rote Punkte)

der Kopfhöreraudiometrie erklären lässt. Besonders Abbildung 6.2 zeigt, dass die in dieser Arbeit untersuchten Ohren nicht alle möglichen Gehörgangsgeometrien abdecken.

Beim Vergleich der Standardabweichungen aus Abbildung 5.34 ist zu erkennen, dass diese bis ca. 5000 Hz eine abfallenden Tendenz zeigen. Daraus lässt sich vermuten, dass die Probanden in ihrem Antwortverhalten sicherer werden mit zunehmender Zeit. Trainingseffekte sind trotz der Vorlaufzeit von ca. 30 s bis zum erreichen des für die Auswertung relevanten Bereich nicht auszuschließen.

Im Anhang in Abbildung 8.1 sind die während dieser Arbeit ermittelten Quellparameter abgebildet. Bei Betrachtung des Quellschalldrucks links und der Quellimpedanz rechts fällt auf, dass einige Datensätze (besonders bei Betrachtung der Quellimpedanz) eine höhere Abweichung von den Gesamtdaten aufzeigen. Diese Abweichungen betragen bezüglich der Quellimpedanz um 3000 Hz und um 7000 Hz ca. 2 dB bis 4 dB. Da während der Untersuchungen zweimal die Schallschläuche auf Grund von Verschleißeffekten ausgetauscht wurden und somit die Länge der Schallschläuche leicht variierte, sind diese Abweichungen darauf zurückzuführen. Unabhängig davon lässt sich an dieser Stelle sagen, dass die Ermittlung der Quellparameter mit Hilfe von Leitungsimpedanzen zu reproduzierbaren Ergebnissen führt.

Wie zuvor schon erwähnt erfolgte die Ermittlung der Hörschwelle über die Otoplastik unentzerrt, sodass im nachhinein mehrere Gehörgangsmodelle auf die Daten angewendet werden konnten. Bedingt durch die Frequenz- und Amplitudenauflösung des Bèkèsy-Trackings, kann es so dazu kommen, dass die Hörschwelle, geprägt durch spitze Resonanzverläufe aufgrund des verschlossenen Gehörgangs, nicht ausreichend genau ermittelt werden konnte. Abbildung 6.3 zeigt die Rohdaten sowie die ausgewerteten Daten eines Bèkèsy-Trackings ermittelt über eine Otoplastik. Im Frequenzbereich von 1000 Hz bis 6000 Hz sind pro Terz fünf bis sechs Umkehrpunkte zu sehen. Oberhalb von 6000 Hz verringert sich die Anzahl an Umkehrpunkte auf drei pro Terz. Auch der Amplitudenbereich der durch die Umkehrpunkte aufgespannt wird vergrößert sich oberhalb von 6000 Hz deutlich. Die Schätzung der Restgehörgangslänge nach der impedanzbasierten Methode gibt bei diesem Probanden eine Länge von 19,7 mm an. Dies hätte eine $\lambda/4$ Resonanz bei ca. 7000 Hz zur Folge. In Abbildung 6.3 ist zu sehen das in diesem Frequenzbereich nicht genügend Umkehrpunkte vorhanden sind um eine solche Resonanz nachbilden zu können. Um eine möglichst genaue Nachbildung der Hörschwelle im höheren Frequenzbereich zu erhalten, scheint eine online Entzerrung der Audiometrie mit Bezug auf den Trommelfellschalldruck notwendig zu sein. Es lässt sich vermuten, das sich die Unterschiede zwischen den Methodiken mit Bezug auf ein mittleres Ohr und den Methodiken mit individuellem Bezug im Frequenzbereich

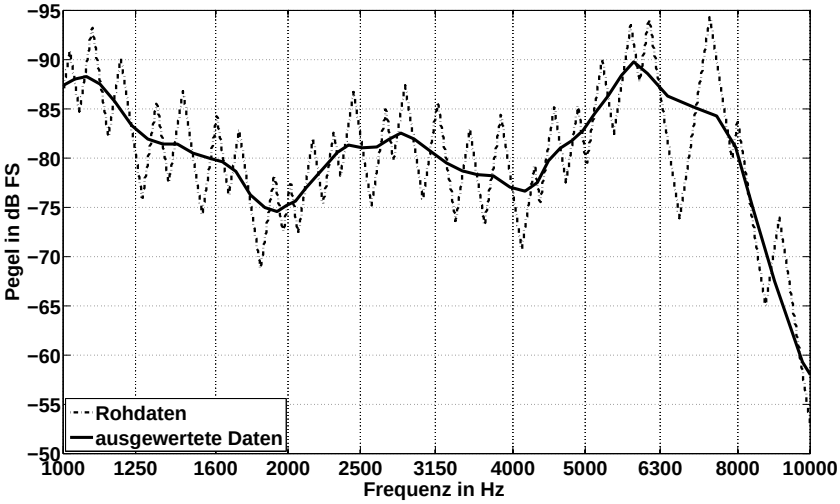


Abbildung 6.3: Rohdaten des Bèkèsy-Trackings (schwarz gestrichelt) und ausgewertet Daten (schwarz) ermittelt über eine Otoplastik

oberhalb von 6000 Hz so noch weiter verdeutlichen. Eine zusätzliche Erhöhung der Frequenz- und Amplitudenauflösung des Bèkèsy-Trackings könnten einen ähnlichen Effekt haben. Der zurzeit genutzte logarithmische Sweep könnte auch durch einen linearen Sweep ausgetauscht werden. Aufgrund der Tatsache, dass die Hörschwellen mit Bezug auf den Schalldruck am Trommelfell, geschätzt durch die impedanzbasierte Methodik, die deutlichsten Unterschiede im Bezug zur Kopfhöreraudiometrie zeigt, sollte für zukünftige Messungen in dieser Richtung diese Methodik mit einer online Entzerrung und einer Erhöhung der Frequenz- und Amplitudenauflösung des Bèkèsy-Trackings gewählt werden. Eine Erhöhung der Probandenanzahl könnte den Unterschied zwischen Kopfhöreraudiometrie und trommelfellbezogener Audiometrie ebenfalls verdeutlichen.

Zudem wäre es interessant das Probanden Kontingent nicht nur auf junge normalhörende einzuschränken. Da mit zunehmenden Alter sich die Form des äußeren Gehörgangs ändert, ändert sich somit auch die Abweichung zum normalen Ohr. Es ist also zu erwarten, dass bei älteren Ohren oder sogar operativ behandelten Ohren eine deutliche höhere Streuung der Hörschwelle bei Bezug auf ein mittleres Ohr zeigen als beim Bezug auf das individuelle Ohr. Die Anwendung der trommelfellbezogenen Audiometrie ist trotz der ernüchternden Ergebnisse in dieser Arbeit also immer noch besonders Interessant für solche Ohren die vom mittleren Ohr abweichen.

Die Modellierung des Gehörgangs erfolgte bei den hier verwendeten Modellen eindimensional. Das Wellenfeld im Gehörgang wurde als ebene fortschreitende Welle betrachtet. Für $\lambda >> d_{ec}$ (mit d_{ec} als Durchmesser des Gehörgangs) ist dies eine durchaus legitime Vereinfachung. Für höhere Frequenzen führt diese Vereinfachung jedoch zu Fehlern. In Blau et al. (2010) konnte gezeigt werden, dass die impedanzbasierte Methodik zur Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell zu einer robusten Schätzung im Vergleich zum direkt gemessenen Schalldruck am Trommelfell führt. Zudem ist es so, dass für hohe Frequenzen eine mittlere Trommelfellimpedanz angenommen wird die ihrem Betrag angepasst wird (siehe 3.13).

Die Messung der Impedanz basiert auf eine Messung des Schalldrucks am Gehörgangseingang. Der Sondenschlauch des Mikrofons befindet sich hierbei in unmittelbarer Nähe zum Schallaustritt der Schallquelle, an der Innenseite der Otoplastik. Der Schallschlauch der Quelle hat einen Innendurchmesser von 1 mm. Die Schalldruckmessung erfolgt somit an einem Querschnittssprung, da der Gehörgang einen weitaus größeren Durchmesser hat. Hierdurch kommt es zu Nahfeldeffekten. Dadurch kann das Schallfeld nicht mehr als eine ebene fortschreitende Welle betrachtet werden. Es ist also fragwürdig ob diese Ebene für die Messung des Schalldrucks geeignet ist. In Blau et al. (2010) wurde diskutiert,

dass durch die Art der Kalibrierung, mit Impedanzen in vorm von drei Zylindern, der Einfluss von Querschnittssprüngen mit betrachtet wird. Dennoch konnte in Sankowsky (2009) für einen außergewöhnlich großen Gehörgang, wodurch sich ein sehr großer Querschnittssprung ergeben hat, keine Radiusfunktion geschätzt werden. Für die Berechnung des FPL bzw. des TPL wird die Messung des Schalldrucks am Eingang des Gehörgangs verwendet. Ein Quellenmodell findet hier keine Anwendung. Bei Betrachtung der Abbildung 5.36 könnte dies ein Grund für die etwas besseren Ergebnisse des FPL_{Rfit} im Vergleich zum FPL sein, da beim FPL_{Rfit} ebenfalls ein Quellenmodell als Grundlage für die Berechnung des Schalldrucks am Eingang des Gehörgangs genutzt wurde. Der Vergleich des TPL und des TPL_{Rfit} (siehe Abbildung 5.36) oberhalb von ca. 8300 Hz scheint diese Hypothese allerdings zu widerlegen. Unterhalb dieser Frequenz zeigt der TPL_{Rfit} jedoch ebenfalls eine etwas geringere Streuung als der TPL. Die Anwendung eines Quellenmodells scheint den Einfluss von Nahfeldeffekten, aufgrund eines kleinen Restvolumens zwischen Kalibrierebene und Schallschlauch und Sondenschlauch (siehe Abbildung 3.7), ebenfalls zu reduzieren.

Abbildung 8.2 (im Anhang) zeigt die Schätzung der Restgehörgangslänge der drei Methodiken zur Schätzung des Trommelfellschalldrucks bzw. des Schalldrucks im Gehörgang. Der obere Teil der Abbildung zeigt die Schätzung der Restgehörgangslänge nach der impedanzbasieren Methodik. Hier wird die Restgehörgangslänge durch die iterative Anpassung der Gehörgangs Parameter geschätzt. Der mittlere Teil zeigt die Schätzung der Restgehörgangslänge aus dem ersten Minimum im Frequenzbereich, ermittelt 5 mm von der Innenseite der Otoplastik entfernt. Die 5 mm wurden bei der Berechnung der Restgehörgangslänge mit berücksichtigt, sodass die abgebildeten Ergebnisse die Länge zwischen Innenseite der Otoplastik und Trommelfell angeben. Der untere Teil der Abbildung zeigt die Schätzung der Restgehörgangslänge aus der Phase der Reflektanz. Alle Schätzungen sind in ihrem Wertebreich der Restgehörgangslängen miteinander vergleichbar. Auch die Mittelwerte der Datensätze (in Abbildung 8.2 von oben nach unten) sind mit 14,8 mm, 15,5 mm und 13,9 mm miteinander vergleichbar. Bei der Schätzung aus der Phase der Reflektanz werden vermehrt mittlere Restgehörgangslängen geschätzt.

Zu den Modellen zur Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell wurden die Größen FPL, TPL und SIL als mögliche Bezugsgröße für die Hörschwelle betrachtet. Es lässt sich allerdings sagen, dass keine dieser Größen zu einer Verringerung der Streuung der Hörschwellen geführt hat.

Da sich bei der Methodik nach Schmidt & Hudde (2008) eine erhöhte Streuung im Bereich der Gehörgangsresonanz gezeigt hat, wurde vermutet, dass die Minima im Frequenzbereich des Schalldrucks nicht immer sicher detektiert wurde. Die ursprüngliche Idee dieser Methodik durch bewegen Sondenschlauches die Minima deutlich zu detektieren könnte für eine akkurate Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell notwendig sein.

Kapitel 7

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde die Hypothese überprüft, dass die Hörschwellen eines Kontingents junger normalhörender Probanden bei individuellen Bezug eine geringere Streuung aufweisen als bei Bezug auf ein mittleres Ohr. Das mittlere Ohr nach Norm bezieht sich hierbei auf gemittelte Hörschwellendaten vieler junger Probanden im Zusammenhang mit einem bestimmten akustischen Kuppler. Hierbei simuliert der Kuppler das akustische Verhalten eines mittleren menschlichen Ohres und dient zur Messung des Schalldruckpegels.

Für die Kontrolle der zuvor genannten Hypothese wurden verschiedene Bezugsgrößen für die Hörschwelle herangezogen. Eine dieser Bezugsgrößen ist der Schalldruck am Trommelfell. Da jedoch die Messung des Schalldrucks am Trommelfell mit Hilfe eine Sondemikrofons eine möglichst genaue Platzierung des Mikrofons beinhaltet und diese zumeist unangenehm für den Probanden ist, wurden zwei Ansätze zu Modellierung des Gehörgangs genutzt. Ein Ansatz der Modellierung des Gehörgangs basiert auf einer Messung der Impedanz am eingangseitig verschlossenem Gehörgang. Durch eine iterative Anpassung der Gehörgangsparameter (Länge, Durchmesser) an die Phase der Refelktanz wird ein Scheibchenmodell an die akustischen Eigenschaften des Gehörgangs angepasst. Durch die Transfereigenschaften dieses Modells und der zuvor ermittelten Parameter der Schallquelle (Quellschallfluß und Quellimpedanz) kann so der Schalldruck am Trommelfell geschätzt werden. Das Trommelfell wird bis zu einer bestimmten Frequenz deren Wellenlänge der zehnfachen Länge des Gehörgangs entspricht durch eine individuelle Trommelfellimpedanz modelliert, die sich aus der Impedanz des Gehörgangs und der Impedanz des Volumens im Gehörgang berechnet. Oberhalb dieser Frequenz wird eine mittlere Trommelfellimpedanz in ihrem Betrag angepasst

Ein weiterer Ansatz der Gehörgangsmodellierung basiert auf eine Messung des Schalldrucks im verschlossenem Gehörgang. Diese Messung erfolgt 5 mm von der Innenseite der Otoplastik entfernt. Durch die Leitungseigenschaften des verschlossenen Gehörgangs ergeben sich im Frequenzbereich des Schalldrucks Minima. Aus den detektierten Minima kann abhängig von der Anzahl der Minima ein Gehörgangsmodell erstellt werden. Für ein Minimum wird ein zylindrisches Gehörgangsmodell angepasst und für zwei Minima ein konisches. Abgeschlossen wird dieses Modell mit einer rein resistiven Impedanz, die so in ihrem Betrag angepasst wird, dass sich ein möglichst glatter Verlauf für die Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell ergibt.

Als weitere Bezugsgrößen für die Hörschwelle wurden der Forward Pressure Level (FPL), der Transmitted Pressure Level(TPL) und der Sound Intensity Level (SIL) herangezogen. Die Eigenschaften dieser Bezugsgrößen besteht darin das sie nicht von stehenden Wellen im Gehörgang beeinflusst werden. Im Zusammenhang mit dem FPL und dem TPL wird dies gewährleistet, indem mit Hilfe der Reflektanz am Eingang des verschlossenem Gehörgangs der Schall an dieser Stelle in fortlaufenden und rücklaufenden Schall aufgeteilt werden kann. Durch Bezug der Reflektanz auf das Trommelfell, durch korrigieren der Phase der Reflektanz über die Länge des Gehörgangs, kann der Schall der durch das Trommelfell transmitiert wird berechnet werden.

Die Schallintensität berechnet sich aus dem Realteil der Admitanz. Dadurch wird diese Größe ebenfalls nicht von stehenden Wellen im verschlossenem Gehörgang beeinflust.

Die Ergebnisse der trommelfellbezogenen Audiometrie wurden mit den klassischen Methodiken der Au-

diometrie (Freifel- und Kopfhöreraudiometrie) anhand der Standardabweichungen verglichen. Freifeld- und Kopfhöreraudiometrie bezogen sich hierbei auf die entsprechenden Bezugshörschwellen aus den entsprechenden Normen.

Der Vergleich der Methodiken ergab, dass sich für den betrachteten Frequenzbereich von 1000 Hz bis 10000 Hz ab ca. 3150 Hz Unterschiede der Streuungen der verschiedenen Methodiken zeigten. Die signifikantesten Unterschiede im Vergleich zu Freifel- und Kopfhöreraudiometrie zeigte die Methodik mit Bezug zum Trommelfellschalldruck geschätzt durch das impedanzbasierte Verfahren. Oberhalb von ca. 6000 Hz zeigte sich hier eine signifikant geringere Streuung im Vergleich zu Freifeldaudiometrie. Im Vergleich zur Kopfhöreraudiometrie zeigte sich nur bei wenigen Frequenzen eine signifikant geringere Streuung der Methodiken mit individuellem Bezug.

Um die Messung der Gehörgangsimpedanz in Zukunft zu vereinfachen wurde zum Schluss der Arbeit überprüft, ob sich eine adäquate Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell auch ohne individuelle Otoplastiken, mit Schaumstoffstopfen machen lässt. Diese Messungen ergaben, dass auch mit präparierten Schaumstoffstopfen eine adäquate Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell möglich ist.

Schluss endlich lässt sich sagen, dass die Hörschwellen ermittelt mit der Kopfhöreraudiometrie eine erstaunlich geringe Streuung im Vergleich zu den Hörschwellen ermittelt mit Bezug auf individuelle Größen aufweisen. Aufgrund der Tendenzen zu geringeren Streuungen bei den Hörschwellen mit individuellen Bezugsgrößen lässt sich jedoch vermuten das sich diese Tendenzen mit ansteigender Probanden Anzahl noch verdeultichen.

Kapitel 8

Anhang A: Modellkomponenten

In diesem Kapitel werden Teile der Modellkomponenten dargestellt die Grundlage der berechneten Trommelfellschalldruckfunktionen sind.

8.1 Verwendete Quellenmodelle

Alle Quellen modelle die während dieser Arbeit gemessen wurden, sind in Abbildung 8.1 dargestellt(links: Quellschalldruck, rechts: Quellimpedanz).

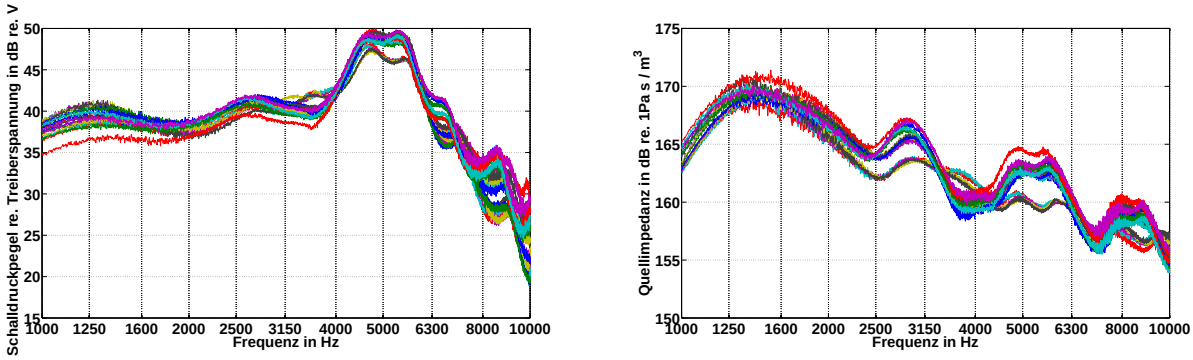


Abbildung 8.1: Erstellte Quellemodelle für jeden Messtermin (bei 19 Messterminen). Links: Schalldruck der Quelle relativ zur Spannung an der Quelle. Rechts: Quellimpedanz.

8.2 Schätzungen der Gehörgangslänge nach verschiedenen Verfahren

Die Schätzung der Gehörgangslänge geschieht bei den hier verwendeten Verfahren auf unterschiedliche Weise. In Abbildung 8.2 oben ist die Schätzung der Restgehörgangslänge für alle Ohren für die ein Modell erstellt werden konnte ermittelt nach dem impedanzbasierten Verfahren dargestellt. Die Schätzung nach diesem Verfahren ergibt sich aus der iterativen Anpassung der Gehörgangsparameter an die Phase der Reflektanz. Mittig in Abbildung 8.2 ist die Schätzung der Restgehörgangslänge nach Schmidt & Hudde (2008) abgebildet. Hier wird die Restgehörgangslänge aus dem ersten Minimum im Frequenzbereich des Schalldrucks geschätzt. Die Schätzung der Restgehörgangslänge zu sehen in Abbildung 8.2 unten wurde aus der Phase der Reflektanz bestimmt und dient zu Berechnung des TPL.

8.3 Ermittelte Gehörgangsimpedanzen

Die in dieser Arbeit ermittelten Gehörgangsimpedanzen sind in Abbildung 8.3 zu sehen. Links sind die gemessenen Impedanzen dargestellt und rechts die Impedanzen die sich aus der iterativen Anpassung

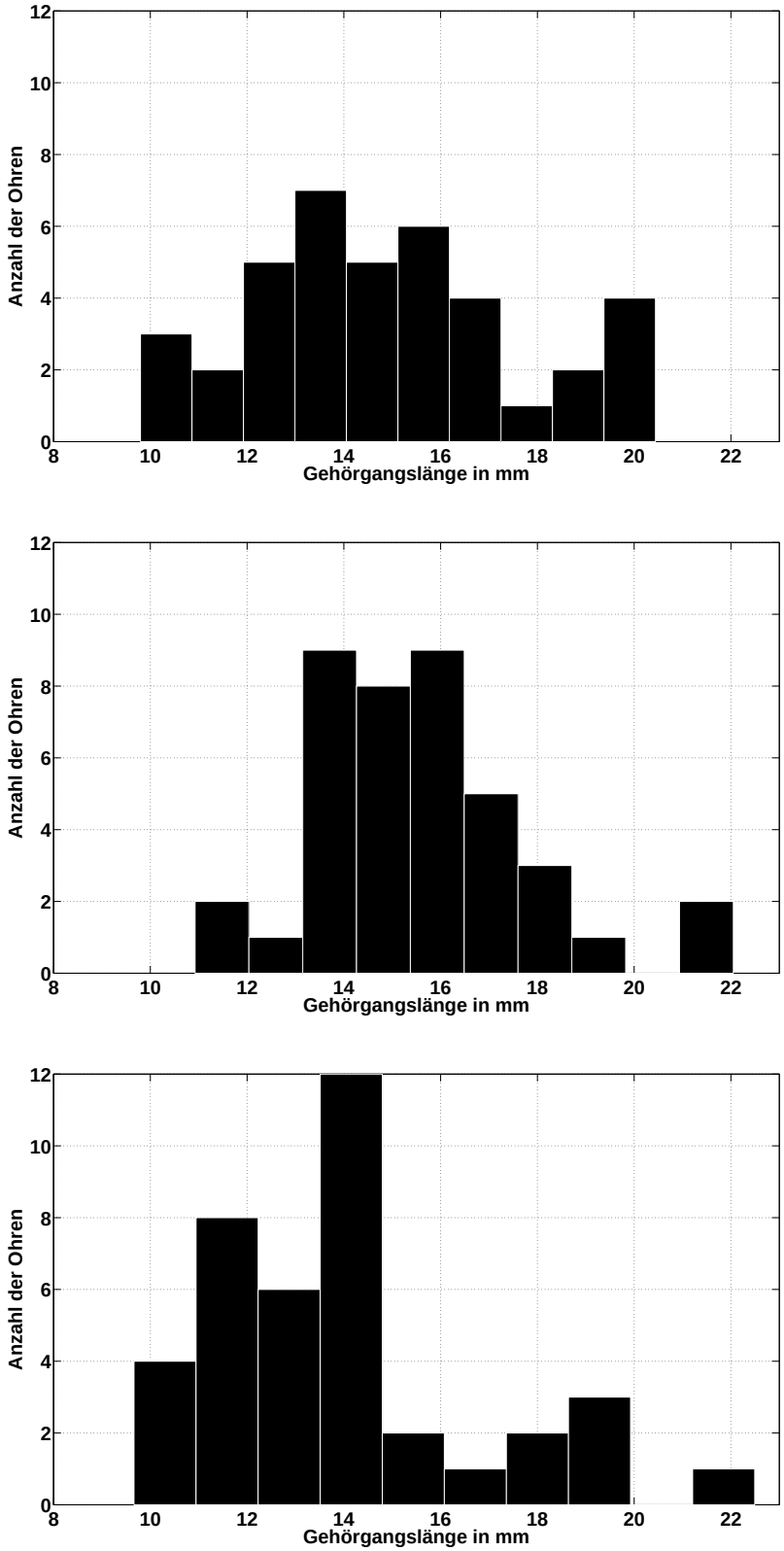


Abbildung 8.2: Schätzungen der Restgehörgangslängen nach verschiedenen Verfahren. Der erste Graph zeigt die Schätzung der Restgehörgangslänge nach der impedanzbasierten Methode. Der zweite Graph zeigt die Schätzung der Restghörgangslänge ermittelt mit dem ersten Minimum im Frequenzbereich. Der dritte Graph zeigt die Schätzung der Restghörgangslänge aus der Phase der Reflektanz.

der Reflektanz ergeben. In Abbildung 8.3 sind die Datensätze aller Probanden in grau dargestellt.

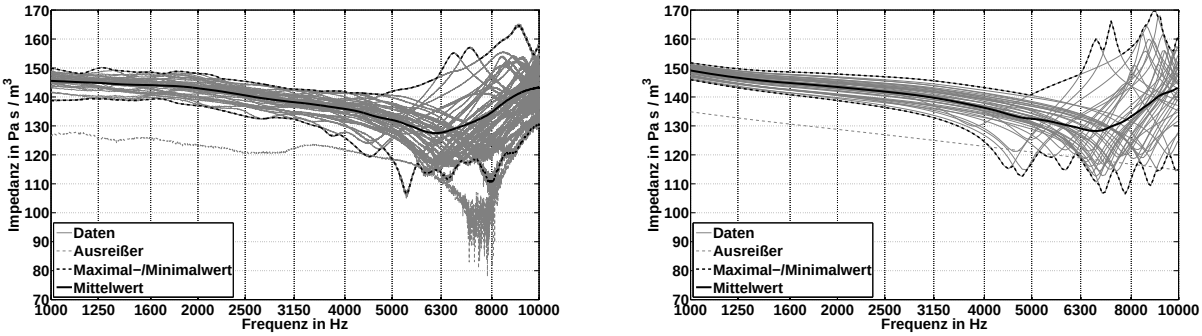


Abbildung 8.3: Gemessene Gehörgangsimpedanzen für alle Probanden (links) und Gehörgangsimpedanzen ermittelt aus der iterativen Anpassung der Reflektanz (rechts).

Zudem ist der Mittelwert (in schwarz) und die Maximal-/Minimalwerte abgebildet. Ein Datensatz (gestrichelt dargestellt) wurde bei Bildung des Mittelwertes und Berechnung der Maximal- und Minimalwerte nicht mit betrachtet.

8.4 Geschätze Radiusfunktionen

In Abbildung 8.4 sind alle geschätzten Radiusfunktionen der Probandenohren dargestellt. Das Nullte Segment stellt den inneren Teil des Gehörgangs dar. 4 mm vor dem Ende Gehörganges wird der Radius auf 2,4 mm festgelegt.

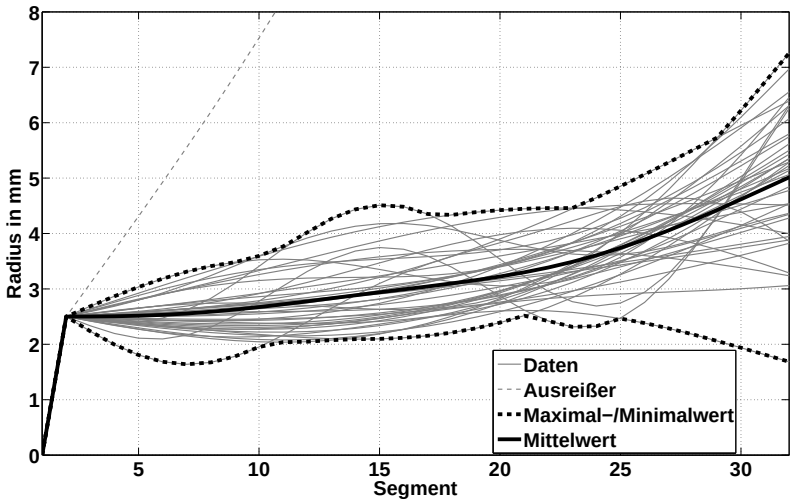


Abbildung 8.4: Radiusfunktionen aller Probandenohren.

Kapitel 9

Anhang B: Verwendete Hard- und Software

9.1 Verwendete Hardware

In diesem Abschnitt werden die während dieser Arbeit verwendeten Geräte und Räumlichkeiten sowie die genutzte Software kurz vorgestellt. Zudem beinhaltet dieser Abschnitt einige Eignungsprüfungen für die Räumlichkeiten die in den Normen vorgeschlagen werden.

9.1.1 Soundkarte

Für alle durchgeführten Messungen wurde das Hammerfall DSP Multiface II von RME in Kombination mit einem PC verwendet. Die Ansteuerung über ein PC erfolgt via PCMCIA-E Karte, welche mittels Firewire mit der Soundkarte verbunden wird. Das Multiface verfügt über acht analoge Inputs und Outputs mit einer maximalen Samplingfrequenz von 96 kHz und einer Dynamik von 24-Bit. Zudem verfügt es über zwei digitale Schnittstellen des Formats SPDIF und ADAT (ebenfalls mit einer maximalen Samplingfrequenz von 96 kHz und 24-Bit Dynamik). Weitere Anschlüsse sind ein MIDI-IN und ein MIDI- OUT. Das Signal/Rausch-Verhältnis liegt bei 111 dB(A)[1].

9.1.2 Schallquellen

Der in dieser Arbeit verwendete Kopfhörer ist ein Orhumschließender Kopfhörer des Typs Sennheiser HDA 200. Aufgrund seiner schalldämmenden Eigenschaften wird dieser Kopfhörer oft für audiometrische Messungen verwendet und ist verifiziert durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt. Das Wandlerprinzip ist dynamisch. Die nominale Impedanz beträgt 40 Ω. Der Frequenzbereich wird von 20 Hz bis 20000 Hz angegeben [2].

Für die Audiometrie im Freifeld wurde eine akitve Box des Typs Fostex 6301B verwendet. Die Eingangsimpedanz beträgt mehr als 20 $k\Omega$. Diese Lautsprecherbox besitzt nur einen dynamischen Treiber, sodass das akustische Zentrum mittig auf der Membrane angenommen werden kann. Der Frequenzbereich des Lautsprechers reicht von 80 Hz bis 13000 Hz [3].

Die Audiometrie über die Otoplastik erfolgte mit Hilfe eines Hörgerätetreibers des Typs Knowles TWFK 23991. Hierbei handelt es sich über einen zwei Kammer Receiver, der auch bei höheren Frequenzen noch genügend Schalldruck erzeugen kann. Die Überhöhung der zweite Kammer liegt bei ca. 6000 Hz. Danach nimmt der Schalldruck mit dem Kehrwert der Frequenz ab. Die Impedanz für 1 kHz beträgt 43Ω[4].

[1] Quelle: www.rme-audio.de (Stand: 15.03.11)
[2] Quelle: Datenblatt des HDA 200 erhältlich über www.sennheiser.com (Stand: 15.03.11)
[3] Quelle: Datenblatt der Fostex 6301B erhältlich auf www.fostexinternational.com (Stand: 15.03.11)
[4] Quelle: Datenblatt des Receivers erhältlich auf www.knowles.com (Stand: 15.03.11)

9.2 Eignungsprüfung des reflexionsarmen Raumes

Das in Abschnitt 2.1.1 vorgestellte Verfahren zur Eignungsprüfung des Freifeldes wurde für den reflexionsarmen Raum des Instituts für Hörtechnik und Audiologie durchgeführt. Der Raum hat ein Volumen von ca. 32 m^3. Der gesamte Raum ist elastisch gelagert.

Bei der Eignungprüfung des Raumes wird überprüft, ob sich der Schalldruck 15 cm um den Bezugspunkt in einem gewissen Toleranzbereich bleibt. In Abbildung 9.1 sind die Ergebnisse der Eignungsprüfung dargestellt. Links sind die Übertragungsfunktionen des Lautsprechers an den sieben Messpo-

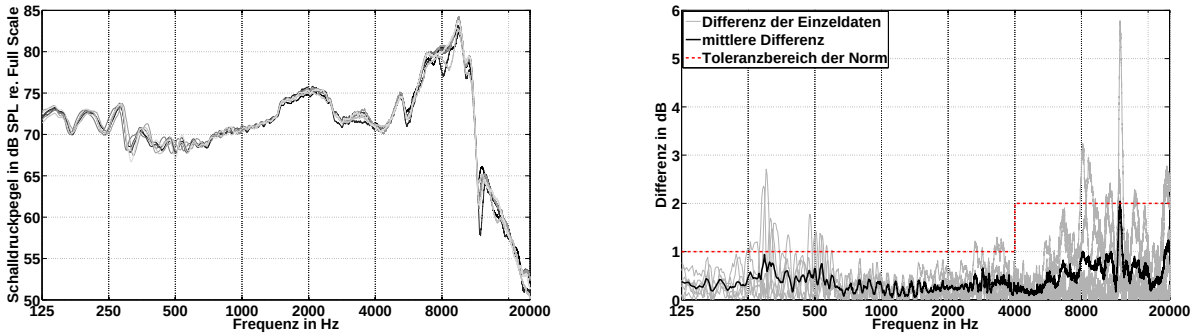


Abbildung 9.1: Übertragungsfunktionen eines Lautsprechers an verschiedenen Messpositionen (links) und absolute Differenz der Übertragungsfunktionen relativ zur Übertragungsfunktion gemessen an der Referenzposition (rechts).

sitionen dargestellt (links, rechts, vor, hinter, unter und über dem Bezugspunkt und am Bezugspunkt selbst). Die absolute Differenz der Messpositionen zur Messposition am Bezugspunkt ist in Abbildung 9.1 rechts dargestellt. Der Toleranzbereich, vorgegeben durch die Norm ist rot gestrichelt dargestellt. An einzelnen Messpostionen sind im Bereich um 300 Hz und um 500 Hz Überschreitungen zu sehen. Nahe 3000 Hz und um 9000 Hz ist dies ebenfalls der Fall. Die Überschreitungen im hohen Frequenzbereich sind vermutlich durch Reflexionen an den Stativen des Messequipments entstanden. Da Aufgrund der relativ kleinen Ausmaße des reflexionsarmen Raumes der Lautsprecher in unmittelbarer Nähe zu einer Wand des Raumes befestigt werden musste, sind vermutlich so die Überschreitungen bei den tiefen Frequenzen entstanden. Im Normalfall sollte das Mikrofon und die Schallquelle mindestens 1 m von den Wänden des reflexionsarmen Raumes entfernt sein. Dies konnte hier nicht gewährleistet werden. Da sich jedoch der Messbereich der in dieser Arbeit ermittelten Hörschwellen lediglich über 1000 Hz bis 10000 Hz erstreckt, haben diese Überschreitungen keinen Einfluss auf die Messergebnisse. Ferner lässt sich feststellen, dass die mittlere Absolute Differenz den Toleranzbereich nicht überschreitet.

9.3 Verwendete Software

Die Auswertung aller in dieser Arbeit ermittelten Daten erfolgte mit Hilfe von Matlab. Die genutzten Programme zur Bestimmung des Schalldrucks nach der impedanzbasierten Methode und nach der Methode nach Schmidt & Hudde (2008) wurden während der Masterabreit von Tobias Sankowsky Sankowsky (2009) programmiert und basieren ebenfalls auf Matlab. Ebenso die Berechnung der Quellparameter erofolgte mit Hilfe eines Programms, programmiert von Tobias Sankowsky. Die Funktion der Programme werden im Folgenden kurz erläutert.

9.3.1 Verwendetes Programm zur impendanzbasierten Bestimmung des Schalldrucks am Trommelfell

Das hier genutzte Programm bietet die Möglichkeit der Kalibrierung der Schallquelle und die darauf folgende Messung der Gehörgangsimpedanz durchzuführen. Die Kalibrierung erfolgt über sechs Impedanzen die nacheinander über ein kleines Tischchen an die Schallquelle und das Sondenmikrofon angekoppelt werden. Nach Beendigung der Kalibrierung wird der theoretische Verlauf der Impedanzen sowie der gemessene Verlauf in Betrag und Phase dargestellt. Für eine möglichst genaue Bestimmung der Gehörgangsimpedanz sollten die Abweichungen zwischen beiden Verläufen möglichst gering sein. Nachdem die Gehörgangsimpedanz gemessen wurde, kann über den Knopf „EC-Estimation“ die iterative Anpassung des Modells gestartet werden. Die Phase und Betrag der Impedanz des Gehörgansmodells wird in grün über dem Verlauf der gemessenen Impedanz dargestellt. Auf einem zusätzlichen Interface ist nun die geschätzte Radiusfunktion zu sehen und die Phase der gemessenen und angepassten Reflektanz. Durch das Laden eines zuvor bestimmten Quellenmodells kann nun der Schalldruck am Trommelfell geschätzt werden.

Die Messung der Übertragungsfunktionen erfolgt über einen 2-Kanal-Analysator implementiert in PureData. Der Aufruf des Analysators erfolgt über das Matlab-Programm.

9.3.2 Verwendetes Programm zur Bestimmung des Schalldrucks am Trommelfell nach Schmidt/Hudde (2008)

Vor starten des Programms zur Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell nach Schmidt & Hudde (2008) wird eine Übertragungsfunktion im Gehörgang ermittelt. Diese Übertragungsfunktion kann über das Programm geladen werden. Mit Hilfe eines oder zweier Cursor können die Schalldruckminima im Frequenzbereich markiert werden. Im nächsten Schritt wird das Gehörgangsmodell angepasst und die resistive Impedanz wieder mit Hilfe eines Cursors so angepasst, dass sich ein möglichst glatter Verlauf für die Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell ergibt. Durch Betätigung des Knopfes „Estimation“ wird die Schätzung des Schalldrucks am Trommelfell in Betrag und Phase dargestellt.

9.3.3 Verwendetes Programm zur Bestimmung der Quellparameter

Die Bestimmung der Quellparameter geschieht auch hier auf Basis von Übertragungsfunktionen die mit Hilfe eines 2-Kanal-Analysators, implementiert in PureData, ermittelt werden. Über die Knöpfe an der linken Seite können nacheinander die Übertragungsfunktionen an den vier Rohren und die Referenzmessungen im Kuppler gemessen werden. Die Übertragungsfunktionen werden jeweils in unterschiedlichen Farben in Betrag und Phase daregstellt. Über ein Topdown Menü kann das entsprächende Kuppler-Mikrofon gewählt werden, welches für die Referenzmessung verwendet wurde. Nach dem abspeichern Übertragungsfunktionen können die Quellparameter bestimmt werden.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Matthias Blau für die Bereitstellung dieses interesanten Themas bedanken. Auch bei meinem Betreuer an der Universität, Manfred Mauermann, möchte ich mich für die konstruktiven und ermutigenden Kommentare während der regelmäßigen Treffen bedanken. Bei Anne Schlüter, Eugen Rasumow, Tobias Sankowsky und Wiebke Heeren möchte ich für die gewissenhafte und konstruktive Korrektur meiner Arbeit danken.

Besonderem Dank gilt an dieser Stelle Tobias Sankowsky, der bei Fragestellungen jeglicher Form stets gut überlegte Antworten und interessante Denkansätze geben hat. Auch für die Bereitstellung der Programme „Acoustic Impedance Analysers“, „EC-estimataion-Schmidt08“ und „Source Measurements“ möchte ich mich bei ihm bedanken.

Literaturverzeichnis

Blau M., Sankowsky T., & Roeske P. (2010). „Prediction of the sound pressure at the ear drum in occluded human cadaver ears“. *Acta Acustica*, 96:554–566. 1, 10, 11, 12, 13, 14, 18, 59

Blau M., Sankowsky T., & Stirnemann A. (2008). „Acoustic of Open Fittings“. *Acoustics 08 Paris*. 57, 58

DIN EN ISO 389-1 (2000). *„Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung audiometrischer Geräte - Teil 1: Äquivalente Bezugs-Schwellenschalldruckpegel für reine Töne und supra-aurale Kopfhörer“*. 3

DIN EN ISO 389-5 (2007). *„Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung audiometrischer Geräte - Teil 5: Äquivalente Bezugs-Schwellenschalldruckpegel für reine Töne im Frequenzbereich 8 kHz bis 16 kHz“*. 5

DIN EN ISO 389-7 (2005). *„Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung audiometrischer Geräte - Teil 7: Bezugshörschwellen unter Freifeld- und Diffusfeldbedingungen“*. 4, 24

DIN EN ISO 389-8 (2004). *„Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung audiometrischer Geräte - Teil 8: Äquivalente Bezugs-Schwellenschalldruckpegel für reine Töne und circumaurale Kopfhörer“*. 5, 23, 28

DIN EN ISO 389-9 (2000). *„Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung audiometrischer Geräte - Teil 9: Vorzugs-Messbedingungen zur Bestimmung von Bezugs-Hörschwellenpegeln“*. 3

DIN EN ISO 60268-7 (2008). *„Elektroakustische Geräte - Teil 7: Kopfhörer und Ohrhörer“*.

DIN EN ISO 60318-1 (1999). *„Elektroakustik - Simulatoren des menschlichen Kopfes und Ohres - Teil 1: Ohrsimulator zur Kalibrierung von supra-auralen Kopfhörern“*. 3, 5, 22, 28

DIN EN ISO 60318-3 (1999). *„Elektroakustik - Simulatoren des menschlichen Kopfes und Ohres - Teil 3: Akustischer Kuppler zur Kalibrierung von supra-auralen Audiometrie-Kopfhörern“*.

DIN EN ISO 60645-1 (1997). *„Audiometer - Teil 1: Reintonaudiometer“*. 3

DIN EN ISO 60645-2 (1997). *„Audiometer - Teil 2: Geräte für die Sprachaudiometrie“*. 3

DIN EN ISO 8253-1 (2008). *„Akustik - Audiometrische Prüfverfahren - Teil 1: Grundlegende Verfahren der Luft- und Knochenleitungs-Schwellenaudiometrie mit reinen Tönen“*. 3, 6, 7

DIN EN ISO 8253-2 (1994). *„Akustik - Audiometrische Prüfverfahren - Teil 2: Schallfeld-Audiometrie mit reinen Tönen und schmalbandigen Prüfsignalen“*. 3, 6, 27

Farmer-Fedor B. & Rabbit R. D. (2002). „Acoustic intensity, impedance and reflection coefficient in the human ear canal“. *Acoustical Society of America*, Vol. 112:600–620. 11, 16, 17

Gelfand S. A. (2001). *„Essentials of Audiology second Edition“*. Thieme New York - Stuttgart. 4

Hudde H. & Engel A. (1998a). „Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part ii: Ear canal, middle ear cavities, eardrum and ossicles“. *Acta Acustica*, 84:894–913. 13

Hudde H. & Engel A. (1998b). „Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Middle Ear and Ear Canal. Part iii: Eardrum Impedances, Transfer Functions and Model Calculations“. *Acta Acustica*, 84:1091–1108. 10, 11, 14

Hudde H., Engel A., & Lodwig A. (1999). „Methods for estimating the sound pressure at the eardrum“. *Acoustical Society of America*, Vol. 106:1977–1992. 10

Keefe D. H. (1984). „Acoustical wave propagation in cylindrical ducts: Transmission line parameter approximations for isothermal and nonisothermal boundary conditions“. *Acoustical Society of America*, Vol. 75:58–62. 13

Kirk R. E. (1990). *„Statistics - An Introduction (Third Edition)“*. HOLT, RINEHART and WINSTON, INC. - Fort Worth Chicago. 28

Lodwig A. (1997). *„Ein System zur Anpassung von Hörgeräten - Meßtechnik, patientenbezogene Modellierung, Optimierung der Komponenten“*. PhD thesis, Ruhr Universität Bochum. 1, 10, 11

McCreery R. W., Pittman A., Lewis J., Neely S. T., & Stelmachowicz P. (2009). „Use of forward pressure level to minimize the influence of acoustic standing waves during probe-microphone hearing-aid verfification“. *Acoustical Society of America*, Vol. 126:15–24. 2, 10, 11, 17

Neely S. T. & Gorga M. P. (1998). „Comparison between intensity and pressure as measures of soundlevel in the ear canal“. *Acoustical Society of America*, Vol. 104:2925–2934. 11, 16, 17

Sankowsky T. (2009). „Vorhersage des Schalldrucks am Trommelfell für Hörgeräte Anwendungen“. Masterarbeit, Carl von Ossieztky University Oldenburg. 60, 67

Sankowsky T., Blau M., & Rasumow E. (2011). „Prediction of the sound pressure at the ear drum in occluded human ears“. *Acta Acustica*, tba:tba. 10, 11, 14, 16

Scheperle R. A., Neely S. T., Kopun J. G., & Gorga M. P. (2008). „Influence of in situ, sound-level calibration on distortion-product otoacoustic emission variability“. *Acoustical Society of America*, Vol. 124:288–300. 2, 11, 16, 17, 44

Schmidt S. (2009). *„Finite Elemente simulation of external ear sound fields for the optimization of eardrum-related measurements“*. PhD thesis, Ruhr Universität Bochum. 10

Schmidt S. & Hudde H. (2008). „Measurement of equal-loudness contours using eardrum pressure as reference signal“. *Acoustics 08 Paris*. VI, 1, 2, 11, 15, 21, 35, 36, 37, 38, 49, 50, 51, 52, 54, 60, 63, 67, 68

Stirnemann A. (2008). „Verfahren zur Messung der akustischen Impedanz“. European Patent No. BP 1 316 783 B1. 11

Voss S. E. & Allen J. B. (1994). „Measurement of acoustic impedance and reflectance in the human hear“. *Acoustical Society of America*, Vol. 95:372–384. 10

Withnell R. H., Jeng P. S., Waldvogel K., Morgenstein K., & Allen J. B. (2009). „An in situ calibration for hearing thresholds“. *Acoustical Society of America*, Vol. 125:1605–1611. 2, 11, 16, 17, 43