
FÖRDERPREIS 2025

PLATZ 2

Lea Hackenberg

Bestimmung des Einflusses einer In-Situ Messung
auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten
TH Lübeck, Deutsches Hörgeräte Institut

Bachelorarbeit (B. Sc.)

EUHA

Europäische Union der
Hörakustiker e.V.

Bestimmung des Einflusses einer In-Situ Messung auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten

Determination of the influence of an in-situ measurement on the
transmission behaviour of hearing aids

Bachelorarbeit

im Rahmen des Studiengangs
Hörakustik
der Technischen Hochschule Lübeck

vorgelegt von
Lea Hackenberg (35339)

am
07.11.2024

Erstprüfer: Dr. Florian Denk

Zweitprüfer: Prof. Dr. Jürgen Tchorz

Diese Arbeit ist im Rahmen einer Tätigkeit bei der Deutsches Hörgeräte Institut GmbH
mit Unterstützung von **Dr. Hendrik Husstedt** entstanden.

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Lea Hackenberg (Matrikelnummer: 353359), versichere hiermit an Eides Statt, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit mit dem Titel:

Bestimmung des Einflusses einer In-Situ Messung auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten

eigenständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe. Ich habe keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet. Entlehnungen aus anderen Arbeiten habe ich kenntlich gemacht.

Für den Fall, dass die Arbeit zusätzlich elektronisch und/oder digital eingereicht wird, erkläre ich, dass die schriftliche und die elektronische und/oder digitale Form identisch sind.

Die Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Ich bin damit einverstanden, dass die vorliegende Bachelorarbeit für Veröffentlichungen, Ausstellungen und Wettbewerbe des Fachbereiches verwendet und Dritten zur Einsichtnahme vorgelegt werden kann.

Lübeck, den 07.11.2024

Unterschrift

Zusammenfassung

Wie führen Leakage-Effekte, die während der In-Situ-Messung durch die Positionierung des Sondenschlauchs entstehen, zu Messungenauigkeiten?

Das Wissen um diesen Leckagen-Effekt ist bereits bekannt. Allerdings liegen bislang keine quantitativen Ergebnisse zur dessen Effektgröße vor. Darüber hinaus ist ebenfalls nicht bekannt, welchen Einfluss die Ohrankopplung dabei hat und wie groß der Effekt bei verschiedenen Ohrankopplungen ist. Aus diesen Erkenntnissen entwickelte sich die Idee zu dieser Studie.

In dieser Bachelorarbeit wird demnach der Einfluss von einer In-Situ-Messung auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten untersucht. Der zentrale Fokus in dieser Studie lag auf der Klassifizierung und Analyse des Leckagen-Effekts bei verschiedenen Ohrankopplungen. Die Untersuchung erfolgte bei den aktuell auf dem Markt verfügbaren Ohrankopplungen, um eine allgemeingültige Aussage treffen zu können. Untersucht wurden vier Otoplastiken: eine geschlossene Form, eine belüftete Standardform, eine spezielle Nugget-Form und eine geschlossene Gehörschutz-Otoplastik. Darüber hinaus wurden drei verschiedene Domes analysiert, der Dome-Offen, Dome-Tulpe und Dome-Double. Insgesamt nahmen an der Studie 14 Probanden teil. Es kamen zwei Messverfahren zum Einsatz. Ein audiometrisch basiertes Verfahren und ein technisches Verfahren, welches auf der simultanen Erfassung mehrere Übertragungsfunktionen basiert. Diese Methodenkombination ermöglichte eine umfassende Bewertung des ungewollten Leckagen-Effektes, der durch die In-Situ-Messung bei den unterschiedlichen Ohrankopplungen zustande kommt.

Die Ergebnisse der Untersuchung verdeutlichen, dass die Leakage-Effekte stark von der Art der Ohrankopplung abhängig sind. Insbesondere bei geschlossenen Otoplastiken wurden im Vergleich zu offenen Varianten ausgeprägtere Leakage-Effekte festgestellt. Es zeigte sich auch für die jeweils vergleichbaren Ohrankopplungen mit Domes und Otoplastik, dass bei diesen ähnliche Leckagen-Effekte auftraten und somit ein Vergleich dieser gezogen werden kann. Zudem zeigte sich in dieser Arbeit, dass die Individualität der Probanden einen wesentlichen Einfluss auf das Ausmaß des Leakage-Effekts haben kann. Die im Ergebnisteil dargestellten aufgenommenen Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu Trommelfell stehen repräsentativ für In-Situ-Messungen. Im Durchschnitt aller Probanden wurden je nach Otoplastik Dämpfungseffekte von -1 dB bis -8 dB im Tieffrequenzbereich festgestellt. Diese Differenzen haben einen Einfluss auf den Anpassungsprozess, da sie sich in einem Bereich befinden, in dem mit Verstärkungseinstellung bei Hörgeräten gearbeitet wird. Diese Erkenntnis hat zur Folge, dass bei einer In-Situ-Messung im Fachgeschäft der gemessene Pegel bei voreingestellten Hörgerät niedriger erfasst wird. Dies führt bereits zu Messfehlern, wodurch am Ohr des Kunden eine höhere Verstärkung wirkt, als dies durch die Messtechnik erfasst wurde.

Abstract

How do leakage effects caused by the positioning of the probe tube during in-situ measurement lead to measurement inaccuracies?

This leakage effect is already known. However, no quantitative results on the size of this effect are yet available. Furthermore, it is also not known what influence the ear coupling has and how large the effect is with different ear couplings. The idea for this study developed from these findings.

In this bachelor thesis, the influence of an in-situ measurement on the transmission behaviour of hearing aids is investigated. The central focus of this study was on classifying and analysing the leakage effect with different ear couplings. The investigation was carried out on the ear moulds currently available on the market in order to be able to make a generally valid statement. Four earmoulds were examined: a closed shape, a standard ventilated shape, a special nugget shape and a closed earmould. In addition, three different domes were also analysed: the open dome, tulip dome and double dome. A total of 14 test subjects took part in the study. Two measurement methods were used. An audiometric-based method and a technical method based on the simultaneous recording of several transfer functions. This combination of methods enabled a comprehensive assessment of the unintentional leakage effect caused by the in-situ measurement of the different ear couplings.

The results of the study show that the leakage effects are strongly dependent on the type of ear coupling. In particular, more pronounced leakage effects were found with closed earmoulds compared to open variants. It was also shown for the comparable ear couplings with domes and earmoulds that similar leakage effects occurred with these and a comparison can therefore be made. This study also showed that the individuality of the test subjects can have a significant influence on the extent of the leakage effect. The recorded transfer functions from ex-hearer to eardrum shown in the results section are representative of in-situ measurements. On average, attenuation effects of -1dB to -8dB in the low-frequency range were recorded for all test subjects, depending on the earmould. These differences have an influence on the fitting process, as they are in a range in which hearing aid amplification settings are used. As a result of this realisation, the level measured in an in-situ measurement in a specialist shop will be lower with preset hearing aids. This already leads to measurement errors, resulting in a higher amplification at the client's ear than was recorded by the measurement technology.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	IX
1 Einleitung	1
2 Grundlagen	3
2.1 Ankopplung an das Ohr	3
2.1.1 Nugget	3
2.1.2 Gehörschutz	4
2.2 Wirkung von Leckagen und Vents	4
2.3 In-Situ Messung	6
2.4 Die Erfassung und Analyse von einer Übertragungsfunktion	8
2.5 Multipexponential Sweep Methode	9
2.6 Rückkopplungen bei Hörsystemen	10
3 Methodik	11
3.1 Probanden	11
3.2 Messaufbau	11
3.2.1 Kalibrierung	12
3.3 Design und Herstellung von Otoplastiken	13
3.3.1 Konfiguration der Otoplastiken	14
3.3.2 Konfiguration der Standardisierte Domes	15
3.3.3 Gehörschutz	15
3.4 Messmethodik	16
3.4.1 Audiometrische Verfahren	17
3.4.2 Technisches Verfahren	18
3.4.3 Ablauf einer Messung	19
3.5 Datenverarbeitung	20
4 Ergebnisse	21
4.1 Ausgeschlossene Analyse-Daten	21
4.2 Audiogramm-Daten	21
4.3 Technische Daten	25
4.3.1 REOIG	25
4.3.2 Lautsprecher zu Trommelfell	30
4.3.3 Ex-Hörer zu Trommelfell	32
4.3.4 Analyse des Rückkopplungspfadcs	36
5 Diskussion	41

6 Fazit	45
Literatur	47
A Anhang	48
A.1 Verwendetes Equipment	48
B Anamnesebogen	49
C Probandeninformation	50
D Übersicht zur Messreihenfolge der Otoplastiken	53
E Übersicht zur Messreihenfolge der Domes	55
F Rohdaten	57

Abkürzungsverzeichnis

HG Hörgeräte

HdO Hinter-dem-Ohr Hörsystem

RIC Receiver-in-Canal

FFT Fast Fourier Transformation

DHI Deutsches Hörgeräte Institut

SNR Signal-Rausch-Verhältnis

MESM Multiple Exponential Sweep-Methode

REMs Real Ear Measurements

REUG Real Ear Unaided Gain

REUR Real Ear Unaided Response

REOG Real Ear Occluded Gain

REAG Real Ear Aided Gain

HRTF Head-Related Transfer Functions

RIC Receiver in Canal

SPL Sound Pressure Level

dB Dezibel

ISTS International Speech Test Signal

REOR Real Ear Occluded Response

REOIG Real Ear Occluded Insertion Gain

Abbildungsverzeichnis

1	Die Abbildung zeigt den Effekt unterschiedlicher Bohrungsgrößen von einer vollständig geschlossenen bis hin zu einer offenen Versorgung [3].	5
2	Funktionsprinzip der Sondenmikrofonmessung [11].	7
3	Frequenzgang der Schallpegel-Transformation des offenen Gehörgangs beim KEMAR [10].	7
4	Frequenzspezifisches Verhalten der Abdämpfungswirkung bei verschiedenen Ohrankopplungen von offen, bis zu verschiedene Bohrungsgrößen, sowie zu einer geschlossenen Ankopplung [3].	8
5	Schematische Darstellung des Rückkopplungspfads bei einem Hörsystem [14].	10
6	Schematische Darstellung des Messaufbaus.	12
7	Design-Modelle der Otoplastiken.	14
8	Standardisierte Domes.	15
9	Gehörschutz Otoplastik.	15
10	Ankopplung der Konfigurationen.	17
11	Messoberfläche zur Aufzeichnung von Hörschwellen.	18
12	Messoberfläche zur Aufzeichnung von Übertragungsfunktionen mit Ergebnisfenster.	19
13	Audiogrammdaten der Referenz- und Messkondition für alle Ohrankopplungen.	22
14	Differenzen der Audiogramme zwischen Referenz- und Messkondition für alle Ohrankopplungen.	24
15	Real Ear Occluded Insertion Gain (REOIG) in der Referenz- und Messkondition für die Otoplastiken.	27
16	REOIG in der Messkondition für die Domes.	29
17	Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen zwischen Lautsprecher zu Trommelfell für die Otoplastiken.	31
18	Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu Trommelfell in der Referenz- und Messkondition für die Otoplastiken.	33
19	Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu Trommelfell für die Otoplastiken.	35
20	Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu Hörgeräte (HG)-Mikrofon Vorne für die Otoplastiken. . .	38
21	Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne für die Domes.	40
22	Hier ist der Anamnesebogen dargestellt.	49
23	Hier ist die Probandeninformation dargestellt.	50
24	Hier ist die Datenschutzerklärung dargestellt.	51
25	Hier ist die Einwilligungserklärung dargestellt.	52
26	Die Messreihenfolge der Otoplastiken der Gruppe A.	53

27	Die Messreihenfolge der Otoplastiken der Gruppe B.	54
28	Die Messreihenfolge der Domes der Gruppe A.	55
29	Die Messreihenfolge der Otoplastiken der Gruppe B.	56
30	Rohdaten der Audiogramme.	57
31	Rohdaten der Übertragungsfunktionen Lautsprecher zu Trommelfell.	58
32	Rohdaten der Übertragungsfunktionen Ex-Hörer zu Trommelfell.	59
33	Rohdaten der Übertragungsfunktionen Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne. .	60

Tabellenverzeichnis

1	Daten, die aus der Analyse ausgeschlossen wurden.	21
2	Auflistung des für den Messaufbau verwendeten Equipments.	48

1 Einleitung

Ein unverzichtbares Werkzeug bei der Anpassung von Hörsystemen ist das In-Situ-Messverfahren. Es bildet die Grundlage für eine objektive Erfassung des Anpassprozesses von Hörsystemen und ermöglicht gleichzeitig eine genaue Beurteilung des frequenzspezifischen Verhaltens der gewählten Anpassungsstrategie. Der klassische Ablauf einer solchen Messung lässt sich wie folgt beschreiben:

Zunächst erfolgte die Positionierung des Sondenschlauch-Mikrofons im Gehörgang, um den vorherrschenden Pegel am Trommelfell zu messen. Im Anschluss wird das voreingestellte Hörgerät eingesetzt, wodurch das Übertragungsverhalten des Hörgeräts an das individuelle Trommelfell erfasst werden kann. Der Abstand vom Lautsprecher zum Probanden beträgt hierbei ca. 1 m. Anschließend wird ein Testsignal abgespielt und das Übertragungsverhalten erfasst [1]. Diese Vorgehensweise stellt die grundlegende Methode zur Hörgeräteanpassung dar. Es existieren zahlreiche Messungen, die auf diesem Prinzip basieren. Diese Messungen werden auch als Real Ear Measurements (REMs) bezeichnet.

Laut der Literatur ist bekannt, dass die Positionierung des Sondenschlauches einen Einfluss auf das Übertragungsverhalten des Hörgerätes während der Messung hat. Allerdings liegen bislang keine quantitativen Ergebnisse zur Effektgröße vor. Dies bedeutet, dass zwar qualitative Beschreibungen vorhanden sind, jedoch spezifische Zahlen und Analysen fehlen. Darüber hinaus ist nicht bekannt, welchen Einfluss die Ohrankopplung dabei hat, und wie groß der Leckagen-Effekt bei verschiedenen Ohrankopplungen ist. Aus diesen Erkenntnissen entwickelte sich die Idee dieser Studie. Es liegen bereits verschiedene Forschungsarbeiten vor, die thematisch in eine ähnliche Richtung gehen.

In der Studie von Sonion [2] wird der Einfluss des „Beobachter-Effekts“ auf die Genauigkeit von REMs bei einem geschlossenen Dome untersucht. Die Forscher zeigen anhand der Durchführung mehrerer Experimente, dass die Anwesenheit eines Sondenschlauchs die akustische Abdichtung beeinflussen kann, was zu verfälschten Messergebnissen führt. Insbesondere zeigt sich, dass die Positionierung des Sondenschlauchs zu akustischen Leckagen führen kann.

In einer weiteren Literaturquelle wird der Einfluss der Positionierung des Sondenschlauchs bei einer In-Situ-Messung, sowie die dabei auftretenden Rückkopplungen thematisiert. Dillon [3] gelangt zu der Schlussfolgerung, dass durch die Positionierung des Sondenschlauches Leckagepfade zwischen Ohrankopplung und Gehörgangswand entstehen, was zu Rückkopplungen führt. Diese treten jedoch lediglich bei Hörgeräten mit hoher Verstärkung, sowie einigen CIC-Systemen auf.

In einem weiteren Abschnitt dieser Literatur wird in einer Studie das allgemeine frequenzspezifische Verhalten unterschiedlicher Ohrankopplungen, von geschlossen über Bohrungen mit verschiedenem Durchmesser bis hin zu offenen Varianten, untersucht [3]. So ist davon auszugehen, dass eine Leckage sich ähnlich verhält, wie eine gewollte Belüftung durch eine Bohrung. Es ist jedoch anzumerken, dass die Leckagen, die durch die Position des

Sondenschlauches entstehen, unerwünscht sind, und nur während der Messungen auftreten. Im Alltag der Kunden sind diese Leckagen daher nicht vorhanden. Die wesentlichen Erkenntnisse werden somit aus der soeben genannten Literatur abgeleitet, um das Verhalten und die Auswirkungen von Leckagen nachvollziehbar zu machen, und zu kategorisieren. Sie bilden die Grundlage für die vorliegende Studie.

Daraufhin wurde eine Probandenstudie gestartet, in deren Rahmen die aktuell verfügbaren akustischen Ohrankopplungen einer Untersuchung unterzogen wurden. Zu diesen zählen Otoplastiken in verschiedenen Ausführungen, darunter Geschlossen, Offen, Nugget und Vent. Zusätzlich wurden die gängigen Domes in den Varianten Offen, Tulpe und Doppel untersucht. Eine detaillierte Beschreibung findet sich in Kapitel 3.3.

Da bislang keine etablierten Verfahren zur messtechnischen Erfassung der durch den Sondenschlauch hervorgerufenen Leckagen existierten, wurde auf zwei bekannte Verfahren zurückgegriffen. Diese orientieren sich an den vorher beschriebenen Ansätzen. Der eine Ansatz basiert auf der Reinton-Audiometrie, um den Leckagen-Effekt indirekt über die Hörschwelle zu erfassen. Der andere Ansatz verwendet eine Methode aus einer Studie [4], die das Verhalten von unterschiedlichen Ohrankopplungen messtechnisch untersucht hat, insbesondere im Hinblick auf den Okklusionseffekt. Dabei sind simultan mehrere Übertragungsfunktionen erfasst worden. Die dabei angewandte Methode ist die Multiple Exponential-Sweep-Methode zur simultanen Erfassung mehrerer Übertragungsfunktionen.

Im Rahmen der durchgeführten Probandenstudie sollen folgende Forschungsfragen untersucht werden: Ist es möglich, einen Leckagen-Effekt infolge der Positionierung des Sondenschlauches nachzuweisen? Sind beide Verfahren in der Lage, diese Leckagen-Effekte in vergleichbarem Maße zu erfassen? Falls dies zutrifft, wie lassen sich die entsprechenden Wirkungen im Hinblick auf die akustische Ohrankopplung mit der Wirkung von Bohrungen vergleichen? Die letzte Frage lautet, wie die gewählte Ohrankopplung die Leckagen-Effekte beeinflussen kann?

2 Grundlagen

2.1 Ankopplung an das Ohr

Es gibt eine Vielzahl von akustischen Ankopplungsmöglichkeiten für das Hinter-dem-Ohr Hörsystem (HdO). Diese setzen immer ein individuelles Abwägen der Wünsche und Bedürfnisse des Patienten voraus. Diese Vielzahl an unterschiedlichen Optionen ist allerdings diversen Vor- und Nachteilen assoziiert. Die ersten drei Möglichkeiten beziehen sich auf den Schallübertragungsweg.

Zum Einen gibt es die Versorgung über einen Schallschlauch. Hierbei wird der Schall durch einen Silikon-Schlauch über eine Länge von ca. 75 mm geführt [5]. Der Innen-Durchmesser des Silikon-Schlauchs beträgt ca. 2,0 mm. Physikalisch betrachtet entsteht hier ein durch Reibung erzeugter Energieverlust des Schalls, was vor allem den hochfrequenten Bereich betrifft. Dies wird auch als Tiefpassverhalten bezeichnet. Allerdings ist das Tiefpassverhalten nicht so stark ausgeprägt wie bei der folgenden Ankopplung.

Hierbei handelt sich um eine Dünnschlauch-Ankopplung. Diese Art der Ankopplung hat mit 0,9 mm bis 1,3 mm einen deutlich geringeren Innen-Durchmesser als der normale Silikon-Schlauch, und weist somit ein stärkeres Tiefpassverhalten auf [5].

Den letzten Schallübertragungsweg stellt der Receiver in Canal (RIC) dar. Hierbei wird ein kleiner Hörer, im Folgenden als Ex-Hörer bezeichnet, im Gehörgang positioniert. Dies geschieht meist mithilfe eines Ohrstückes oder eines Domes, in welchem der Ex-Hörer gehalten wird. Die Funktionsweise des Hörers basiert auf dem Balanced Armature Driver System, welches trotz kleiner Bauform, eine Ausgabe von hohem Ausgangspegel ermöglicht.

Weitere Komponenten einer akustischen Ankopplung stellt eine Otoplastik oder ein Dome dar. Die Konfigurationsmöglichkeiten der Otoplastik umfassen eine Vielzahl von Varianten, darunter geschlossene, offene und Nugget-Modelle. Diese ermöglichen die Anpassung der akustischen Eigenschaften der Otoplastik an die individuellen Bedürfnisse des Trägers.

Ein Dome hingegen stellt eine universelle Möglichkeit mit einer standardisierten Größe dar. In der Regel sind sie in den Ausführungen S, M und L verfügbar. Darüber hinaus existieren diverse Formen von Domes, wie Offen, Geschlossen, Double oder Tulpe-Domes. In Bezug auf die akustischen Eigenschaften weisen die einzelnen Formen unterschiedliche Charakteristika auf.

2.1.1 Nugget

Die Nugget Otoplastik gehört zu den Spezialformen der Otoplastiken. Sie wurde zur Minderung des Okklusionseffektes konzipiert. Dieser Effekt basiert auf dem Verschluss des äußeren Gehörgangs, wodurch eine Wahrnehmung der Übertragung des Körperschalls über den Unterkiefer ermöglicht wird. Der Unterkiefer endet mit dem Kiefergelenkköpfchen, welches sich in unmittelbarer Nähe des knorpeligen Gehörgangs befindet. Die Veränderung der Position des Kiefergelenkköpfchens beim Sprechen ist abhängig von der Ausprägung

des Bewegungsradius des Kiefers. In Abhängigkeit von der Ausprägung kommt es zu einer Verengung des knorpeligen Gehörgangs, die eine variable Größe aufweisen kann. Dies bedingt eine stärkere, oder schwächere Ausbreitung der Schwingungen über die genannte Kette bis zum Gehörgang. Eine Standard-Otoplastik, welche den Gehörgang verschließt, fungiert als akustisches Verschlussystem, indem sie das Abfließen des Schalls verhindert.

Durch die Modifikation im Bereich des Gehörgangszapfens, wobei eine Aussparung im Bereich der ersten Gehörgangkrümmung vorgenommen wird, ermöglicht diese wiederum das Abfließen des Schalls. Die Abschwächung des Okklusionseffektes wird somit bei dieser Art der Otoplastik realisiert, ohne der Notwendigkeit einer Belüftungsbohrung [6].

2.1.2 Gehörschutz

Die Versorgung mit Hörsystemen in Kombination mit einer Gehörschutz-Otoplastik stellt eine besondere Versorgungsform dar, die unter Berücksichtigung des DGUV-Grundsatzes 312-002 [7] durchgeführt wird. In der Standardausführung des Gehörschutzes wird medizinisches Silikon verwendet, welches sich durch seine exzellenten Dichtungseigenschaften auszeichnet, und insbesondere bei High-Power-Versorgungen eingesetzt wird. Diese Anforderung entsteht aufgrund der hohen Verstärkungsleistung des Hörgeräts, die eine erhöhte Rückkopplungsneigung mit sich bringt. Im Kontext der Kombi-Versorgung dient das verwendete Material primär der Abschirmung gegenüber Außengeräuschen. Eine weitere Besonderheit ist die zusätzliche Bohrung mit einem Durchmesser von 1,3 mm im Gehörschutz, welche das Einsetzen von In-Situ-Sonden und die Durchführung der erforderlichen Messungen ermöglicht. Diese Messungen sind für die Abschlussprüfung gemäß den DGUV-Grundsätzen 312-002 zwingend notwendig. Nach Abschluss der Messungen wird die Bohrung mit einem Stopfen verschlossen.

2.2 Wirkung von Leckagen und Vents

Ein Vent bezeichnet eine zusätzliche Öffnung in der Otoplastik, die entweder durch eine Bohrung, oder eine Leckage zwischen der Ankopplung und der Gehörgangswand entsteht. Seine Hauptfunktion besteht in der Belüftung und dem Druckausgleich des Gehörgangs. Darüber hinaus hat das Vent einen erheblichen akustischen Einfluss auf das gekoppelte System. Je nach Länge und Durchmesser des beidseitig geöffneten Kanals, ändert sich die akustische Wirkung des Vents. Diese Wirkung lässt sich über die sogenannte akustische Masse beschreiben, die Aufschluss darüber gibt, wie offen oder geschlossen das System gestaltet ist. Die akustische Masse berechnet sich aus der Luftdichte, welche temperaturabhängig ist, sowie der Länge des Vents und der Querschnittsfläche der Bohrung (siehe Formel 1). So bedingt beispielsweise eine Halbierung der Ventlänge eine Verringerung des Durchmessers des Vents um den Faktor $\sqrt{2}$ zur Aufrechterhaltung der akustischen Masse und damit der Schallübertragungseigenschaften. Eine höhere akustische Masse geht in der Regel mit einer besseren Abdichtung, also einer dichteren Ankopplung des Systems einher.

Es lassen sich grundsätzlich zwei Effekte unterscheiden: der Vent-in- und der Vent-out-Effekt. Beim sogenannten Vent-in-Effekt kann tieffrequenter Schall ungehindert von außen durch den Ventkanal bis in das Restvolumen des Gehörgangs vordringen, was ein natürliches Hören tiefer Frequenzen ermöglicht. Der Vent-out-Effekt hingegen tritt ebenfalls vorwiegend im Tieffrequenzbereich auf. Hierbei fließen tiefe Frequenzen durch den Ventkanal nach außen ab, was zu einer Verringerung des Pegels führt. Die Abbildung 1 steht im direkten Zusammenhang zu die Effekten. Die Darstellung zeigt den Vergleich einer sehr geschlossenen Ankopplung, bis hin zu einer sehr offenen Ankopplung. Dazwischen liegen Bohrungsgrößen, die von einem kleinen, bis hin zu einem größeren Durchmesser variieren. Die Effekte werden vor allem im tieffrequenten Bereich am stärksten sichtbar. Hierbei zeichnen sich vor allem Dämpfungseigenschaften, beziehungsweise das damit einhergehende Abfließen der tiefen Frequenzen ab. Dieser Effekt war laut Literatur bei einer durchschnittlichen Bohrungslänge von 17 mm vorzufinden [3].

$$M_a = \rho \cdot \frac{l}{A} \quad (1)$$

$$A = \pi \cdot r^2 \quad (2)$$

- M_a akustische Masse
- ρ Dichte der Luft
- l Gewählte Ventlänge
- A Querschnittsfläche der Bohrung
- r Radius der Bohrung

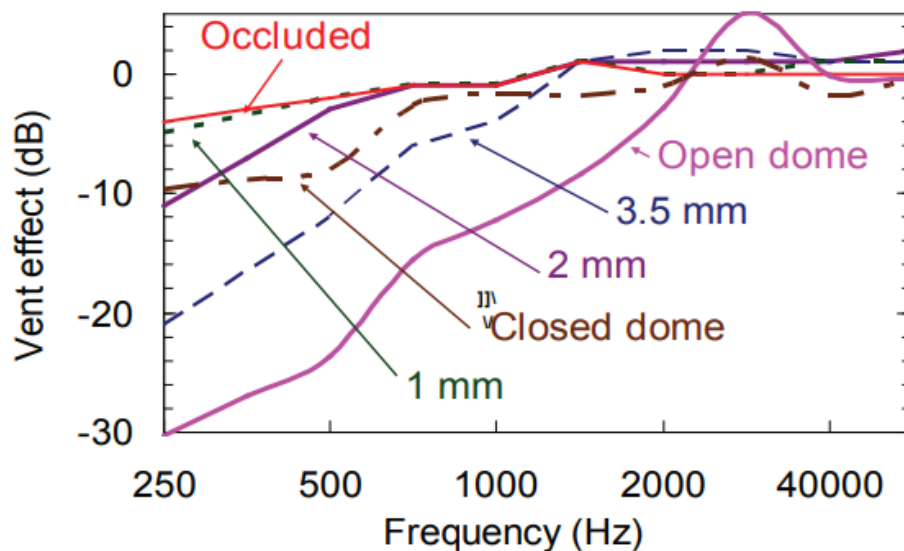


Abbildung 1: Die Abbildung zeigt den Effekt unterschiedlicher Bohrungsgrößen von einer vollständig geschlossenen bis hin zu einer offenen Versorgung [3].

2.3 In-Situ Messung

Die In-Situ-Messung bezeichnet eine Messung, welche unmittelbar vor dem Trommelfell aufgenommen wird. Sie gehört zu den klassischen Messmethoden eines jeden Hörakustiker-Fachgeschäfts. Der übergeordnete Begriff für alle darunter zusammengefassten Messungen wird als REMs bezeichnet. Es handelt sich dabei um Messdaten, die direkt am Patienten-Ohr aufgenommen werden. Eine schematische Darstellung der Messmethodik wird in Abbildung 2 gezeigt.

Die Realisierung erfolgt mittels eines Sondenschlauch-Mikrofons, welches mit einem biegsamen Silikonschlauch ausgestattet ist. Der Außendurchmesser beträgt typischerweise etwa 1,2 mm. Gemessen wird standardgemäß mit dem International Speech Test Signal (ISTS). Dieses sprachähnliche Signal dient in der Praxis zur Sprach-Imitierung, welches über einen Freifeldlautsprecher wiedergegeben wird. Durch das Sondenschlauch-Mikrofon erfolgt eine objektive Erfassung und Kontrolle der in der Hörgeräte-Versorgung gewählten Anpass-Strategie.

Unterschieden wird hierbei in zwei Arten. Enden die Kürzel auf den Buchstaben R, handelt es sich um die Reaktion angegeben als ein Maß in Sound Pressure Level (SPL) an einem definierten Messpunkt im Gehörgang. Meist entspricht dies einer Sondenschlauchposition in einem Abstand von 2 mm bis 3 mm vor dem Trommelfell [8]. Folgt als Endung ein G, beschreibt es einen Differenzbetrag, angegeben in Dezibel (dB), zwischen dem Eingang- und dem Ausgangssignal. Dies stellt die Verstärkung dar [9]. Messtechnisch erfasst wird lediglich die Reaktion, woraus sich folglich die Verstärkung errechnen lässt. Im Rahmen von REMs werden in der Regel die folgenden Messungen durchgeführt: Real Ear Unaided Gain (REUG), Real Ear Aided Gain (REAG), Real Ear Occluded Gain (REOG) und REOIG.

- REUG

Diese wird gemäß Definition als "Differenz in Dezibel zwischen dem Schalldruckpegel als Funktion der Frequenz an einem bestimmten Messpunkt im Gehörgang und dem Schalldruckpegel am Feldbezugspunkt (Referenzpunkt), für ein bestimmtes Schallfeld, bei dem der Gehörgang nicht verschlossen ist", definiert [9]. Diese Messung gibt Aufschluss über die Resonanzfrequenz und die Übertragungsfunktion des offenen Gehörgangs [5].

Abbildung 3 zeigt eine normierte REUG-Messung, die gemäß IEC 60118-8:2005 [10] an einem KEMAR durchgeführt wird. Der KEMAR ist so konzipiert, dass er die mittlere REUG-Kurve des menschlichen Ohrs nachbildet, um die charakteristischen akustischen Eigenschaften des menschlichen Gehörgangs zu imitieren [3].

Die Abbildung 2 a) veranschaulicht dabei das unversorgte Ohr mit einem Sondenschlauch-Mikrofon und die Positionierung des Sondenschlauches im offenen Gehörgang. Typischerweise zeigt sich bei einer optimalen Sondenschlauchpositionierung ein Kurvenmaximum zwischen 2 und 4 kHz, wie in Abbildung 3 zu sehen ist.

- REAG

Definiert ist die REAG als "Differenz in Dezibel zwischen dem Schalldruckpegel als Funktion der Frequenz an einem bestimmten Messpunkt im Gehörgang und dem Schalldruckpegel am Feldbezugspunkt Referenzpunkt für ein bestimmtes Schallfeld, wobei das Hörgerät (und seine akustische Kopplung) eingesetzt und "eingeschaltet" ist"[9].

In Abbildung 2 b) ist das versorgte Ohr abgebildet, als auch die Positionierung des Sondenschlauchs. Aufgrund des versorgten Ohres wurde der Sondenschlauch an der akustischen Ankopplung vorbei gelegt. Bei dieser Darstellung handelt es sich um die Messung der REAG.

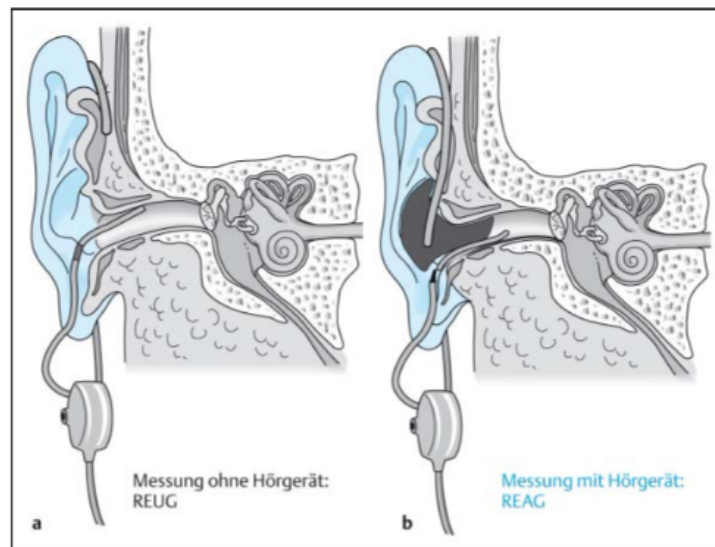


Abbildung 2: Funktionsprinzip der Sondenmikrofonmessung [11].

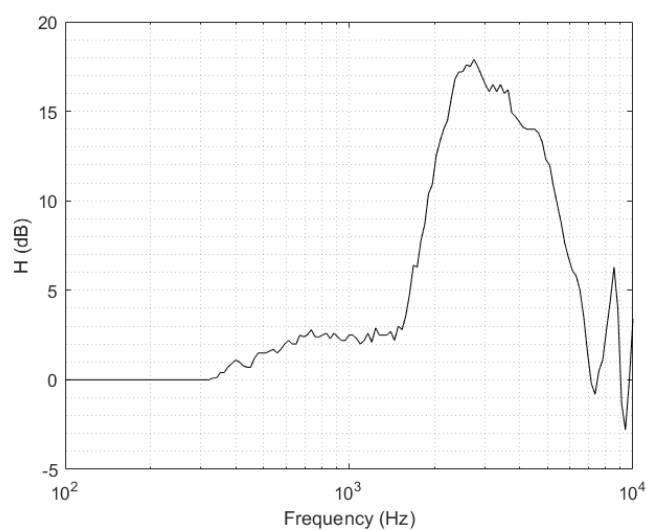


Abbildung 3: Frequenzgang der Schallpegel-Transformation des offenen Gehörgangs beim KEMAR [10].

- REOG

Eine weitere Messung ist die REOG (Real Ear Occluded Gain). Angegeben wird diese ebenfalls in Dezibel mit der Einheit dB. Sie gibt Aufschluss über das Übertragungsverhalten des geschlossenen Gehörgangs mit einer eingesetzten Otoplastik und einem angekoppelten ausgeschaltetem Hörgerät. Die REOG unterscheidet sich von der REAG insofern, als dass bei erstgenannter das Hörgerät deaktiviert ist.

- REOIG

Die REOIG stellt die Differenz aus Real Ear Occluded Response (REOR) und Real Ear Unaided Response (REUR) dar, mit der eine akustische Abdämpfungswirkung durch die Ohrkopplung gemessen wird. Die Angabe erfolgt in dB. Die Abbildung 4 veranschaulicht die Abdämpfungswirkung im Kontext verschiedener Ohrkopplungen, von offen über verschiedene Bohrungsgrößen bis hin zu einer geschlossenen Ankopplung. Die dargestellten Kurven basieren auf einer Bohrungslänge von 7 mm, wie in der Literaturquelle [3] beschrieben.

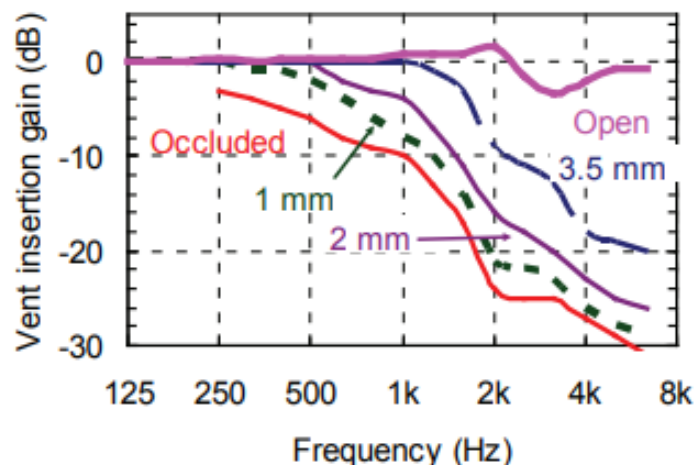


Abbildung 4: Frequenzspezifisches Verhalten der Abdämpfungswirkung bei verschiedenen Ohrankopplungen von offen, bis zu verschiedene Bohrungsgrößen, sowie zu einer geschlossenen Ankopplung [3].

2.4 Die Erfassung und Analyse von einer Übertragungsfunktion

In der Akustik beschreibt die Übertragungsfunktion die Beziehung zwischen dem Eingangssignal und dem Ausgangssignal eines Systems (siehe Formel 3). Sie gibt eine detaillierte Beschreibung der frequenzabhängigen Systemantwort an. Zum Erhalt einer Übertragungsfunktion ist die Ermittlung der Impulsantwort unerlässlich. Diese enthält auch Informationen über den Zeitbereich. Dies wird mit Formel Nr. 4 beschrieben. Für die Messung der Impulsantwort wird ein Testsignal über einen Lautsprecher wiedergegeben. Simultan erfolgt eine Aufnahme der Impulsantwort über ein Mikrofon. Wird nun

das Testsignal mit der Impulsantwort gefaltet, erhält man ein Ausgangssignal im Zeitbereich (siehe Formel 5). Durch die Anwendung einer Fourier-Transformation erfolgt eine Überführung der Impulsantwort aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich, wodurch letztlich die Übertragungsfunktion des Systems bestimmt werden kann. Als geeignetes Testsignal hat sich ein Sinus-Sweep mit einem exponentiell Anstieg der Frequenz etabliert [12]. Die Identifizierung multipler Systeme erfordert einen signifikanten Zeitaufwand, da der Messvorgang für jedes System identisch ist und folglich eine Summierung der Messzeit für jedes einzelne System erforderlich ist [13].

Allgemeingültige Formel einer Übertragungsfunktion im Frequenzbereich

$$H(f) = \frac{Y(f)}{X(f)} \quad (3)$$

$Y(f)$ Ausgangssignal

$X(f)$ Eingangssignal

$H(f)$ Impulsantwort

Allgemeingültige Formel zur Impulsantwort im Zeitbereich

$$h(t) = \frac{y(t)}{x(t)} \quad (4)$$

$y(t)$ Ausgangssignal

$x(t)$ Eingangssignal

$h(t)$ Impulsantwort

Allgemeingültige Formel der Faltungsgleichung im Zeitbereich

$$y(t) = (x * h)(t) \quad (5)$$

2.5 Multiplexponential Sweep Methode

Die Multiple Exponential Sweep-Methode (MESM) wurde entwickelt, um eine effiziente und genaue Erfassung der Head-Related Transfer Functions (HRTF) und anderer elektroakustischer Systeme zu ermöglichen [13]. Das Ziel der MESM besteht in der signifikanten Reduktion der Messdauer, wie in Abschnitt 2.4 beschreiben, wobei der Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und die Qualität der Ergebnisse unverändert bleiben sollen. Das zentrale Prinzip der MESM basiert auf der zeitlichen Überlagerung und Versetzung mehrerer Sweeps, wobei der Überlagerungs- und Versetzungsprozess als Interleaving und Overlapping bezeichnet wird. Im Rahmen des Interleavings erfolgt eine zeitliche Verteilung der Impulsantworten der Systeme, sodass eine Überlagerung verhindert wird. Dies erfolgt durch ein zeitlich versetztes Starten der Exponential-Sweeps in definierten Intervallen, wodurch eine klare

Trennung der linearen Komponenten der jeweiligen Antwort gewährleistet wird, sodass eine unabhängige Auswertung möglich ist. Die Technik des Overlapings erlaubt zudem die Ausführung mehrerer Sweeps in einem zeitlichen Kontext. Dabei wird sichergestellt, dass die nichtlinearen Komponenten des Systems keinen Einfluss auf die Messung der linearen Impulsantworten ausüben. Diese Vorgehensweise ermöglicht, dass auch bei simultaner Anregung multipler Systeme keine Verzerrungen oder Störungen auftreten. Dadurch wird eine signifikante Reduzierung der Messzeit möglich, ohne die Messgenauigkeit zu minimieren [13].

2.6 Rückkopplungen bei Hörsystemen

Rückkopplungen sind als ein hochfrequentes pfeifen deklariert. Sie treten meist dann auf, wenn eine hohe Verstärkung benötigt wird, bzw. wenn eine Leckage bei der Hörsystem-Ankopplung vorhanden ist, sodass das $Y(f)$ des Hörers den Weg zurück zum Hörsystem-Mikrofon, dem auditiven Eingang, welches das $X(f)$ darstellt, findet (siehe Abbildung 5). Dies ist ebenfalls stark abhängig vom Abstand der beiden Bauteile, sowie der gewählten Bauform.

Eine Möglichkeit, das Verhalten näher zu analysieren, stellt die Aufnahme einer Übertragungsfunktion dar. Als Beispiel, die Übertragungsfunktion bei einem RIC-System, welche den Weg vom Hörsystem Mikrofon zum Ex-Hörer beschreibt. Die Aufnahme einer solchen Funktion kann mit dem beschriebenen Verfahren in Abschnitt 2.4 erfolgen.

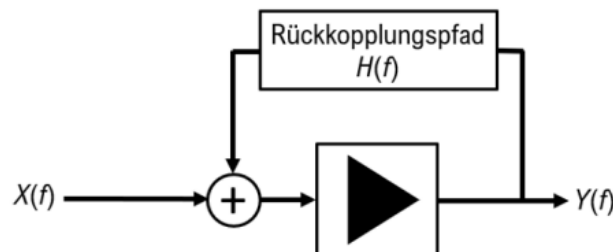


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Rückkopplungspfads bei einem Hörsystem [14].

3 Methodik

3.1 Probanden

Für diese Studie wurde auf einen bereits bestehenden Probandenpool zurückgegriffen. Bei diesem lagen Abformungen des Ohres und Scans vor. Nach den Scans wurden Otoplastiken für diese Studie angefertigt. Dieser Probandenpool bestand aus internen Mitarbeitern des Deutschen Hörgeräte Institutes, sowie externen Lehrkräften der ortsansässigen Landesberufsschule für Hörakustiker.

Es nahmen insgesamt 14 Probanden an der Studie teil. Die Altersspanne lag im Bereich zwischen 29 bis 48 Jahren. Das Durchschnittsalter betrug 36,2 Jahre. Alle Teilnehmer waren bereits studienprobt, durch vergangene Studien mit Otoplastiken und ähnlichen Messverfahren [4]. Alle externen Probanden erhielten für ihr Mitwirken eine Aufwandsentschädigung.

Es gab folgende Ausschlusskriterien:

- Akute Erklärungssymptome
- weniger als 50 % freie Sicht aufs Trommelfell
- Trommelfellperforation
- Entzündungen am Äußeren Ohr oder im Mittelohr
- Aussetzung übermäßigen Lärms in den letzten 24 Stunden
- Anzeichen von Unkonzentriertheit und Ermüdung

3.2 Messaufbau

Die Durchführung der Studie an den Probanden fand in der Messkabine G001 der Deutsches Hörgeräte Institut (DHI) GmbH statt. Die Messkabine erfüllt die Anforderungen nach ISO 8253-1 [15] und ISO 8253-2, und ist gegen äußere Schallereignisse abgeschirmt. Die Grundfläche der Kabine beträgt $11,7 \text{ m}^2$. Der Messaufbau dieser Studie wurde mit dem im folgenden erwähnten Equipment realisiert. Eine Auflistung lässt sich in Tabelle 2 finden. In Abbildung 6 ist eine schematische Darstellung des Messaufbaus dargestellt. Die blauen Linien stehen für eingangsseitige Signalverbindungen, während die roten Linien für ausgangsseitige Signalverbindungen stehen.

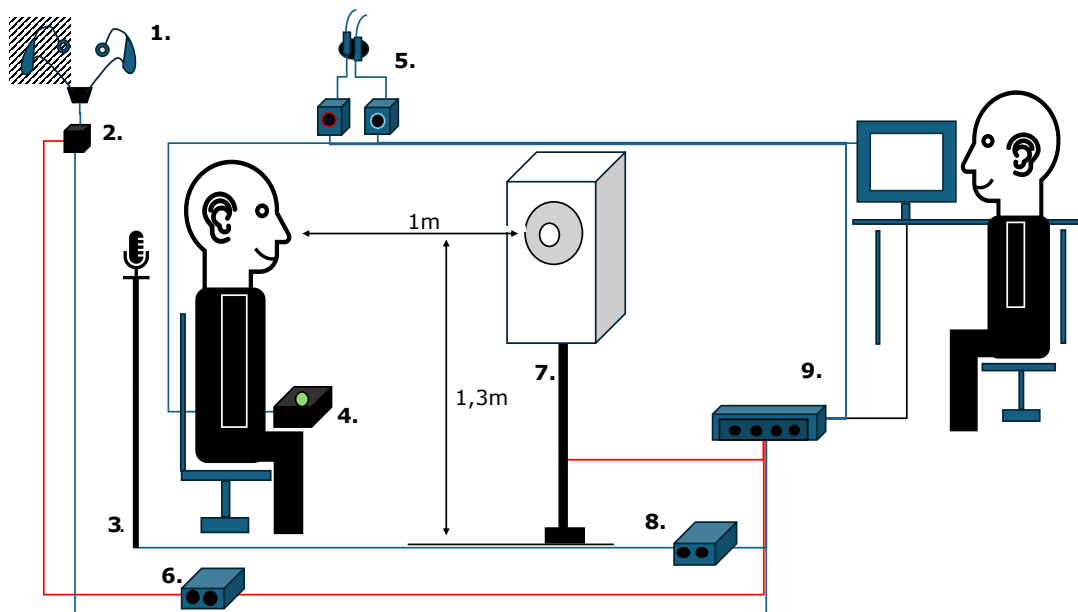


Abbildung 6: Schematische Darstellung des Messaufbaus.

- 1. HG's Dummies
- 2. Break out Box
- 3. Referenzmikrofon
- 4. Responses Box
- 5. In-Situ Mikrofone
- 6. Kopfhörer-Verstärker
- 7. Lautsprecher
- 8. Spannungsversorger
- 9. Soundkarte

3.2.1 Kalibrierung

Im Rahmen der Studie wurden vorab alle Mikrofone und Lautsprecher kalibriert, um sicherzustellen, dass der gewünschte Pegel aufgenommen oder abgegeben werden kann. Zur Realisierung der verschiedenen Messungen wurde ein firmeninternes Matlab-Skript verwendet. Dies beinhaltete Funktionen, in denen die folgenden Bestandteile bereits vordefiniert waren: Dauer der Messung, Signalart, Ansprechbarkeit der verschiedenen Kanäle, sowie die Frequenzhöhe.

Ein weiteres Hilfsmittel war das Pistonphon der Firma Brüel & Kjaer mit der Typenbezeichnung 4228, welches durch ein akkreditiertes Labor stetig kalibriert und geprüft wird. Das Pistonphon erzeugt bei einer Frequenz von 250 Hz einen Testton mit einer Intensität von 123,93 dB SPL. Die Ankopplung der Mikrofone und des Hörers erfolgte über entsprechende Adapter.

Im ersten Schritt erfolgte die Kalibrierung des Referenzmikrofons, sowie der In-Situ-Mikrofone. Die Kalibrierung wurde unter Zuhilfenahme des Pistonphons und der erforderlichen Adapter für die Ankopplung durchgeführt. Im Anschluss wurde eine Entzerrung des Freifeldlautsprechers vorgenommen. Die Kalibrierung des Freifeldlautsprechers erfolgte auf einen Pegel von 75 dB SPL in einem Abstand von 1 Meter, sowie einer Höhe von 1,3 Metern.

Dies entspricht in etwa der späteren Höhe der Ohren der Probanden. Für die Kalibrierung des Lautsprechers wurde ein Rosa Rauschen verwendet. Im Rahmen der weiteren Vorgehensweise erfolgte eine Kalibrierung der Hörsystem-Mikrofone unter Zuhilfenahme des zuvor kalibrierten Lautsprechers. Dazu wurde ein Schmalbandrauschen, mit einer Mittenfrequenz von 250 Hz verwendet, und der erzeugte Pegel mittels des Referenzmikrophons überprüft. Als nächstes erfolgte die Kalibrierung des Ex-Hörers. Realisiert wurde dies durch einen definierten Spannungs-Output auf einen Wert von 11,2 mV, der einem Ausgangs-Pegel von 75 dB SPL entspricht. Die Kalibrierung wurde durch eine Überprüfung mit Hilfe eines firmeninternen Matlab-Skripts vor jedem Probandentermin kontrolliert.

3.3 Design und Herstellung von Otoplastiken

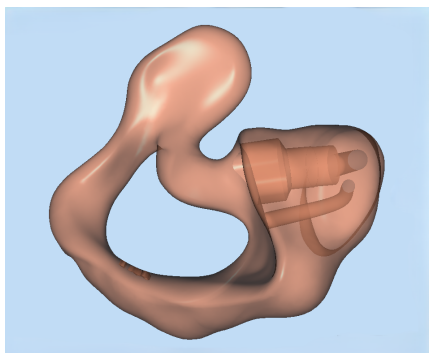
Die Otoplastiken für diese Studien beruhen auf Abformungen und Scans aus einer vorherigen Studie, die ca. 1 Jahr vor Beginn dieser Studie genommen wurden [16]. Die Herstellung der Otoplastiken erfolgte in einem externen Otoplastik-Labor namens Scheinhardt. Diese wurden dort nach dem 3D-Druckverfahren hergestellt. Bei dem Material handelte es sich um einen 3D-lichtreaktives-Acrylat. Eine Ausnahme stellte der Gehörschutz dar, da dieser aus einem medizinischen Silikon hergestellt wurde. Um das Einsetzen der Otoplastiken so einfach wie möglich für den Versuchsleiter zu gestalten, wurde die Bauform des Rings gewählt. Ausnahmen gab es bei den Sonderformen. Dies bezog sich vor allem auf die Otoplastiken Gehörschutz und Nugget (siehe Abb. 7). In dieser Studie wurden Hörgeräte-Dummys verwendet, welche ein RIC System nutzen. Für dieses System wurde in jede Otoplastik eine Ex-Hörer Halterung eingebaut, (siehe Abb. 7). Zusätzlich musste in sämtlichen Otoplastiken eine Bohrung im Durchmesser von 1,3 mm vorgenommen werden. Der Grund dafür ist die Positionierung eines der beiden Sondenschlauch-Mikrofone. Dieses durch die Bohrung durchgeführte Sondenschlauch-Mikrofon dient während den Messungen als ständige Referenz. In Abschnitt 3.4 wird dies näher erläutert.

Alle weiteren Konfigurationen, (siehe Abschnitt 3.3.1) stellen unterschiedliche Versorgungsarten, mit unterschiedlichen akustischen Eigenschaften dar. Die Scans der gemodelten Otoplastiken mit ihren Konfiguration sind in Abschnitt 7 dargestellt.

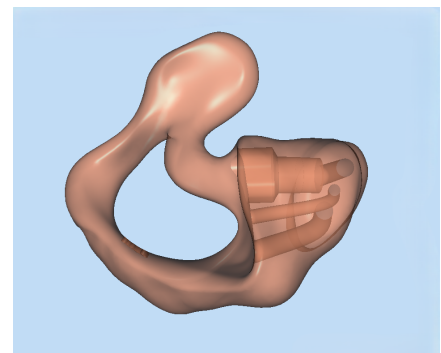
3.3.1 Konfiguration der Otoplastiken

Die Ankopplung erfolgte auf folgende Arten:

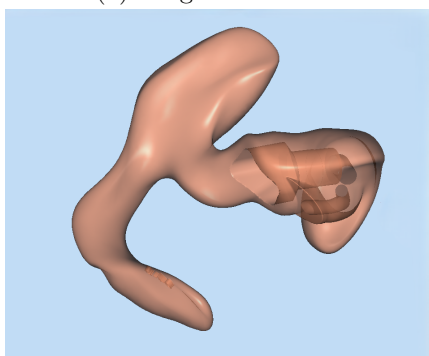
- Individuell gefertigte Otoplastiken
 - Standard mit 300 μm Offset und mit einer 1,3 mm Sondenschlauchbohrung (siehe Abb. 7a)
 - Standard mit 300 μm Offset, 2,0 mm und mit einer 1,3 mm Sondenschlauchbohrung (siehe Abb. 7b)
 - Nugget mit einer 1,3 mm Sondenschlauchbohrung (siehe Abb. 7c)
 - Gehörschutz mit einer 1,3 mm Sondenschlauchbohrung (siehe Abb. 7d)
- Standardisierte Domes
 - Dome-Offen (siehe Abb. 8a)
 - Dome-Tulpe (siehe Abb. 8b)
 - Dome-Double (siehe Abb. 8c)



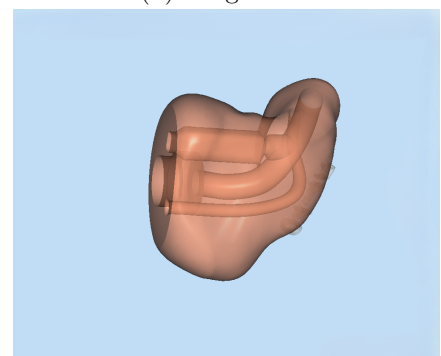
(a) Ring-Geschlossen



(b) Ring-Offen



(c) Anker-Nugget



(d) Stöpsel-Gehörschutz

Abbildung 7: Design-Modelle der Otoplastiken.

3.3.2 Konfiguration der Standardisierte Domes

In dieser Studie werden die standardisierten Domes als Alternative zu den konventionellen Otoplastiken verwendet, um eine Darstellung des aktuellen Markts zu ermöglichen. Die Größe des Domes wurde je nach Beschaffenheit des Probanden Ohres ausgewählt. Für diese Untersuchung wurden drei verschiedene Modelle von Domes geprüft, die zu dieser Zeit auf dem Markt erhältlich waren. Bei diesen handelt es sich um Domes der Firma Widex.



(a) Dome-Offen



(b) Dome-Tulpe



(c) Dome-Double

Abbildung 8: Standardisierte Domes.

[17]

3.3.3 Gehörschutz

Der Gehörschutz für diese Studie wurde aus medizinischem Silikon gefertigt und in einem Otoplastik-Labor modelliert (siehe Abb.7d). Aufgrund einer Fehlkommunikation musste der Filterkanal nachträglich mit einem direkt Gehörschutz Abformungs-Material verschlossen werden. Dies ist in Abb.9 zu sehen, erkennbar durch die grüne Farbe des Materials. Abgesehen davon wurden keine Veränderungen gegenüber der gemodelten Version 7d vorgenommen. Weitere Informationen zur Ventkonfiguration sind in Abschnitt 3.3.1 zu finden.



Abbildung 9: Gehörschutz Otoplastik.

3.4 Messmethodik

Die Studie befasst sich mit der Untersuchung des Einflusses einer In-Situ Messung auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten. Es wurden insgesamt sieben Ankopplungsmöglichkeiten untersucht, wobei sich der jeweilige Unterschied aus der gewählten Art der Ohrankopplung, entweder Dome oder Otoplastik, ergab. Sämtliche in der Studie berücksichtigten Ankopplungsmöglichkeiten, wie in den Abschnitten 3.3.1 und 3.3.2 beschrieben, kamen bei jedem Probanden zur Anwendung.

Zur Erfassung dieser Daten wurden zwei unterschiedliche Verfahren eingesetzt. Zum einen handelt es sich um ein audiometrisches Verfahren, das auf der klassischen Reintonaudiometrie basiert (siehe Abschnitt 3.4.1). Das zweite Verfahren stellt ein technisches Verfahren dar, welches auf der MESM Methode beruhte. Genauere Informationen zu diesem Verfahren sind in Abschnitt 3.4.2 und 2.5 beschrieben. Die Ankopplung erfolgte bei beiden Verfahren nach dem gleichen Schema, (siehe Abbildung 10). Die Messreihenfolge der zu messenden Konditionen wurde mit einem randomisierten lateinischen Quadrat bestimmt. Die Reihenfolge der Messkonditionen wurde für jeden Probanden individuell festgelegt und in einer Liste gespeichert.

Im Rahmen der Untersuchung wurde eine Messung ausschließlich im Bezug auf die Referenzkondition durchgeführt. Diese umfasste eine Messung, bei der lediglich mit dem Referenz-In-Situ-Mikrofon gemessen wurde. Dadurch ließen sich die Gegebenheiten ohne den Effekt der Positionierung des In-Situ-Sondenschlauches erfassen. Dies diente der tatsächlichen Erfassung der Tragegegebenheiten des Hörgerätes und stellte somit die Ausgangssituation dar. Bei den Messungen mit Domes war ein Hindurchlegen des Referenz-Sondenschlauches durch den Schirm nicht möglich. Hierbei entfiel die Positionierung dessen (siehe Abbildung 10a), und somit auch die Auswertung des technischen Verfahrens für diese Konditionen. Das Referenz-In-Situ-Mikrofon dient der Erfassung der Impulsantworten während der Messung. Bei der zweiten Messung erfolgte die Ankopplung im Sinne der Messkondition (siehe Abbildung 10), wobei sowohl das Referenz-In-Situ-Mikrofon, als auch das Mess-In-Situ-Mikrofon zum Einsatz kamen. Auch hierbei wurden die Impulsantworten durch das Referenz-In-Situ-Mikrofon erfasst. Der Einsatz des Mess-In-Situ-Mikrofons diente dem Ziel, die gängige Positionierung bei einer In-Situ-Messung zu replizieren, wodurch eine kleine Leckage zwischen Ankopplung und Gehörgang entstand.

Insgesamt durchliefen 14 Probanden den gesamten Messumfang. Dabei wurden bei den Ohrankopplungen verschiedene Varianten der Otoplastiken getestet: Geschlossen, Vent, Nugget und Gehörschutz. Bei den Domes wurden die Varianten Offen, Tulpe und Double berücksichtigt. Jede dieser Konfigurationen wurde sowohl in der Referenzkondition als auch in der Messkondition gemessen. Jede Messung wurde dreimal wiederholt, um die Varianz, die durch das Einsetzen der Ohrankopplungen entsteht, zu erfassen. Die Realisierung der genannten Verfahren erfolgte ausschließlich durch bereits vorhandene, firmeninterne Matlab-Skripte. Alle Messungen wurden monaural (rechts) durchgeführt.

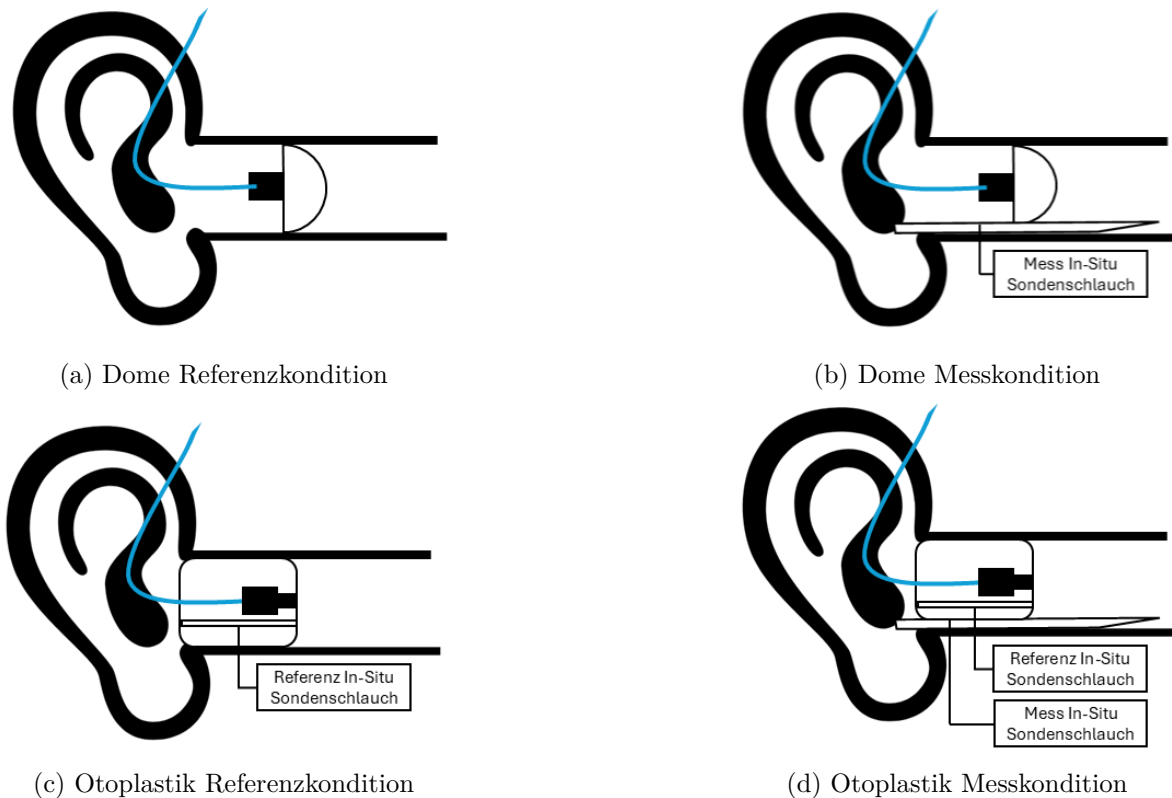


Abbildung 10: Ankopplung der Konfigurationen.

3.4.1 Audiometrische Verfahren

Das audiometrische Verfahren dient der Ermittlung der Hörschwelle des Probanden. Zur Auswahl standen zwei verschiedene Messmethoden. Auf der einen Seite gab es ein adaptives Audiogramm Tool basierend auf dem System der Békésy-Audiometrie, auf der anderen Seite das klassische manuelle Verfahren, wie beim Hörakustiker. Im Rahmen einer kleinen Vorstudie wurde untersucht, welche der beiden Methoden am Zeiteffizientesten ist. Nach eingehender Prüfung konnte festgestellt werden, dass das manuelle Verfahren eine deutlich kürzere Durchlaufzeit aufweist, ca. 1 Minuten im Vergleich zu 3 Minuten über alle Frequenzen. Es wurde somit das manuelle Verfahren ausgewählt. Die verwendete Messoberfläche ist in Abbildung 11, mit allen Einstellmöglichkeiten dargestellt. Die Einstellung konnte dann je nach aktueller Messreihenfolge angepasst werden.

Gemessen wurde bei folgenden Frequenzen: 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz und 2000 Hz. Die Untersuchung umfasste ein wiederholtes Abtasten jeder Frequenz, wobei eine zweifache Bestätigung erforderlich war. Es wurde in einer Schrittweite von 1 dB abgetastet. Die Bestätigung des gehörten Tones erfolgte durch den Probanden mittels einer Responses-Box, wie in Abbildung 6 bereits dargestellt. In der Software erfolgte die Visualisierung durch einen grünen Punkt, neben dem Element (Subject-Response). Die abschließende Eingabe wurde durch den Versuchsleiter vorgenommen. Die Ankopplungen an das Probanden-Ohr erfolgte, wie in Abbildung 10 dargestellt.

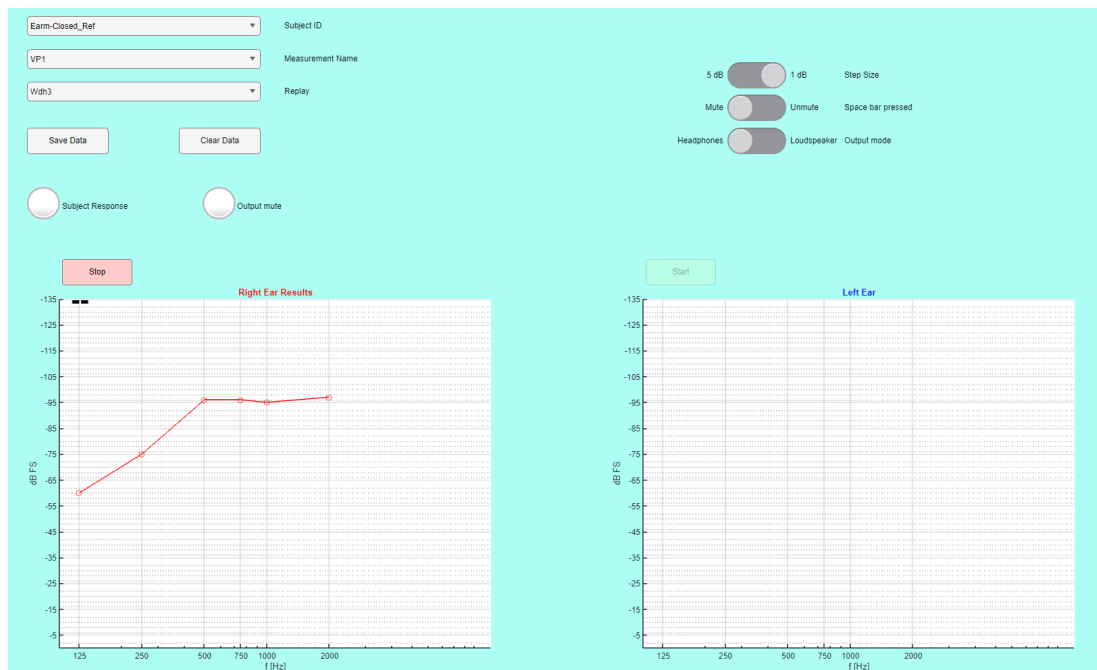


Abbildung 11: Messoberfläche zur Aufzeichnung von Hörschwellen.

3.4.2 Technisches Verfahren

Das technische Verfahren zielt auf eine objektive Erfassung der Daten ab. Die Messung basiert auf der sogenannten MESM. Hierbei wird aus einem Lautsprecher ein Exponential-Sweep mit einem Pegel von 75 dB ausgegeben. Dasselbe geschieht mit einem kleinen zeitlichen Versatz auch beim RIC System. Die Signalausgabe erfolgt hier über den Ex-Hörer simultan zum Signal aus dem Lautsprecher, was eine große Überlappung der Exponential-Sweeps zur Folge hat. Die Aufzeichnung der Impulsantworten erfolgt mittels des Referenz-In-Situ-Mikrofons. Aufgrund des vordefinierten zeitlichen Versatzes ist eine Trennung der Impulsantwort dennoch möglich, sodass eine Ermittlung der einzelnen Übertragungsfunktion gewährleistet werden konnte. Eine ausführlichere Erklärung dieser Methode ist in Abschnitt 2.5 zu finden. Die Messdauer lag bei 10 Sekunden. In Abbildung 12 sind zwei der aufgenommenen Übertragungsfunktionen dargestellt. Das obere Fenster zeigt alle Übertragungsfunktionen des Lautsprechers, das untere alle Übertragungsfunktion des Ex-Hörers, jeweils auf allen Aufnahmekanälen. Auch hier erfolgte die Ankopplung ans Probanden-Ohr, wie in Abbildung 10 dargestellt.

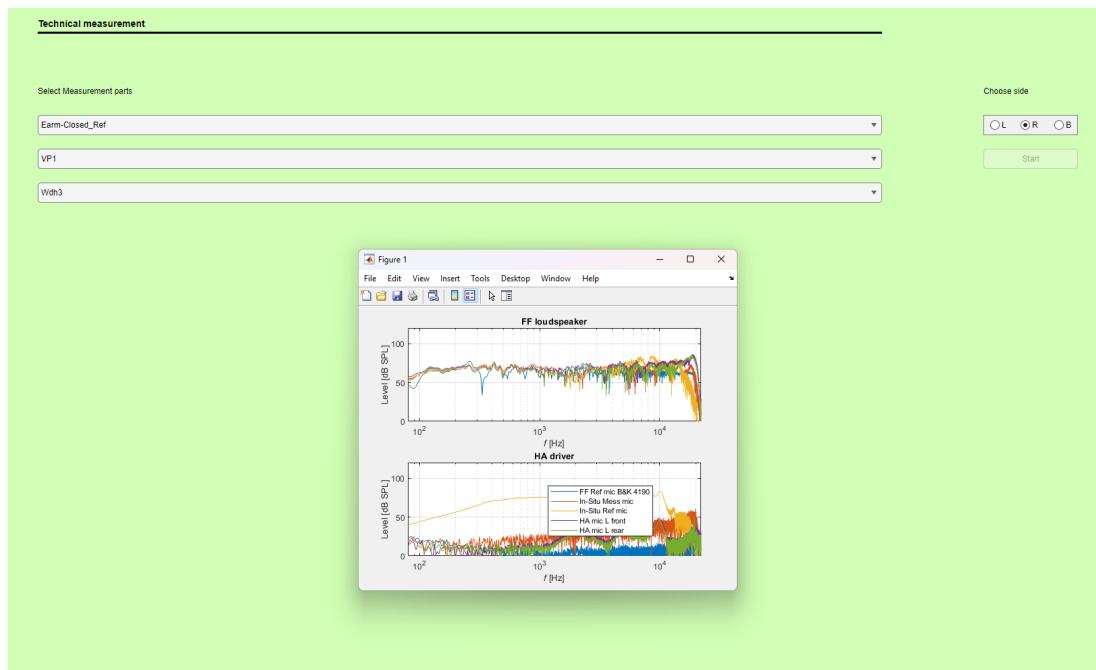


Abbildung 12: Messoberfläche zur Aufzeichnung von Übertragungsfunktionen mit Ergebnisfenster.

3.4.3 Ablauf einer Messung

Als erstes erfolgte eine Anamnese, das Aufklären und unterschreiben der Datenschutzerklärung, sowie der Einverständniserklärung. Danach erfolgte nochmals eine kurze Erläuterung des Ablaufes, sowie eine Otoskopie des rechten Ohres. Nach einer Verifikation eines freien Gehörganges und eines intakten Trommelfells konnte die Anbringung der Messtechnik erfolgen. Die In-Situ Mikrofone konnten mithilfe eines Ohrhakens am Ohr platziert werden. Bei den RIC Systemen wurde dann die jeweils benötigte Ohrankopplung mit dem Ex-Hörer angekoppelt. Die erste Messung bei jeden Probanden war die REUR. Der Sondenschlauch des In-Situ Mikrophones wurde von einer ausgebildeten Hörakustikmeisterin nach üblicher Praxis im hinteren Drittel des Gehörgangs platziert. Anschließend erfolgte die Messung. Es wurde das gleiche Verfahren wie bei der technischen Messung verwendet (siehe Abschnitt 3.4.2).

Danach erfolgten die Messungen in der zuvor festgelegten Reihenfolge durch Randomisierung. Die erste Messung erfolgte stets nach dem audiometrischen Verfahren (eine genaue Erläuterung des Verfahrens ist in Abschnitt 3.4.1 zu finden). Die zweite Messung wurde immer nach dem technischen Verfahren durchgeführt. Ein genauer Ablaufplan für die Otoplastiken D und für die Domes E ist jeweils im Anhang zu finden.

3.5 Datenverarbeitung

Nach der Aufnahme der Impulsantworten erfolgte eine Verarbeitung dieser Daten zum Erhalt der Übertragungsfunktionen. Die Realisierung erfolgte durch eine firmeninterne Funktion, welche in Matlab implementiert wird und seitens des DHI bereits zur Verfügung gestellt wurde. Zu Beginn der Analyse wurden die relevanten Parameter festgelegt, wobei die Abtastfrequenz (f_s) auf einen Wert von 44.100 Hz eingestellt wurde. Die Fensterlänge der Fast Fourier Transformation (FFT) wurde auf 4096 gesetzt, sodass eine ausreichende Auflösung für die nachfolgende Untersuchung gewährleistet wurde.

Anschließend erfolgte eine Kürzung und Glättung der Signale, um Rauschen und irrelevante Anteile zu eliminieren. Es wurde sichergestellt, dass lediglich der aussagekräftige Teil des Signals für die Analyse herangezogen wurde. Danach wurde eine Frequenzanalyse mittels FFT durchgeführt. Anschließend erfolgte eine Glättung der Spektren, welche durch eine Filterbank realisiert wurde. Dadurch konnte eine detaillierte Analyse der Frequenzabhängigkeit gewährleistet werden. Dies war eine Voraussetzung für die spätere Bestimmung und Auswertung der Effekte.

4 Ergebnisse

4.1 Ausgeschlossene Analyse-Daten

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden die Daten in Tabelle 1 als nicht zweckdienlich identifiziert und aus der weiteren Analyse ausgeschlossen. Diesbezüglich sei darauf verwiesen, dass sowohl die Audiogramm-Daten, als auch die technischen Messdaten betroffen sind. Dies hatte zur Folge, dass die gesamten betroffenen Messreihen ausgeschlossen wurden.

Gegenstand der Untersuchung waren zum einen die Übertragungsfunktionen von Lautsprecher zu Trommelfell, von Ex-Hörer zu Trommelfell, von Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne, sowie die Audiogramme. Die Analyse erfolgte mit Hilfe von MATLAB-Skripten. Die Rohdateien zu dieser Untersuchung sind im Anhang F zu finden.

Tabelle 1: Daten, die aus der Analyse ausgeschlossen wurden.

Proband	Konfiguration	Kondition	Wiederholung	Grund
VP 1	Geschlossen	Ref	3	Unplausible Pegel
VP 1	Nugget	Ref	3	Unplausible Streuung
VP 1	Nugget	Mess	1	Unplausible Streuung
VP 3	Dome Double	Mess	2	Fehlende Messung
VP 5	Geschlossen	Ref	1	Unplausible Pegel
VP 5	Geschlossen	Mess	1	Unplausible Pegel
VP 5	Vent	Ref	3	Unplausible Streuung
VP 5	Gehörschutz	Ref	1:2	Unplausible Pegel
VP 6	Nugget	Ref	1:3	Unplausible Streuung
VP 6	Nugget	Ref	1:3	Unplausible Streuung
VP 8	Nugget	Ref	1	Unplausible Pegel
VP 9	Dome Offen	Mess	1	Unplausible Pegel
VP 11	Nugget	Mess	3	Unplausible Pegel
VP 12	Nugget	Ref	1:2	Unplausible Pegel
VP 12	Nugget	Mess	1	Unplausible Pegel
VP 14	Vent	Ref	2	Unplausible Pegel

4.2 Audiogramm-Daten

Die in Abbildung 13 dargestellten Audiogramm-Daten zeigen den Verlauf der Hörschwellen in der Referenz- und Messkondition für jeden Probanden. Diese Daten wurden nach dem in Abschnitt 3.4.1 beschriebenen Verfahren erfasst. Es ist zu erkennen, dass die Streuung der Hörschwellen insgesamt relativ gering ist. Dies zeigen auch die Kurven der Referenzkondition und der Messkondition, welche durch die schwarze Linie und die schwarze gestrichelte Linie dargestellt sind. Bei der Betrachtung der Plots ist zu beachten, dass je negativer ein Wert bezogen auf die y-Achse ist, desto geringer ist der Pegel. So ist bei allen Ohrankopplungen zu erkennen, dass vor allem der Pegel in der Messkondition höher war, als in der Referenzkondition.

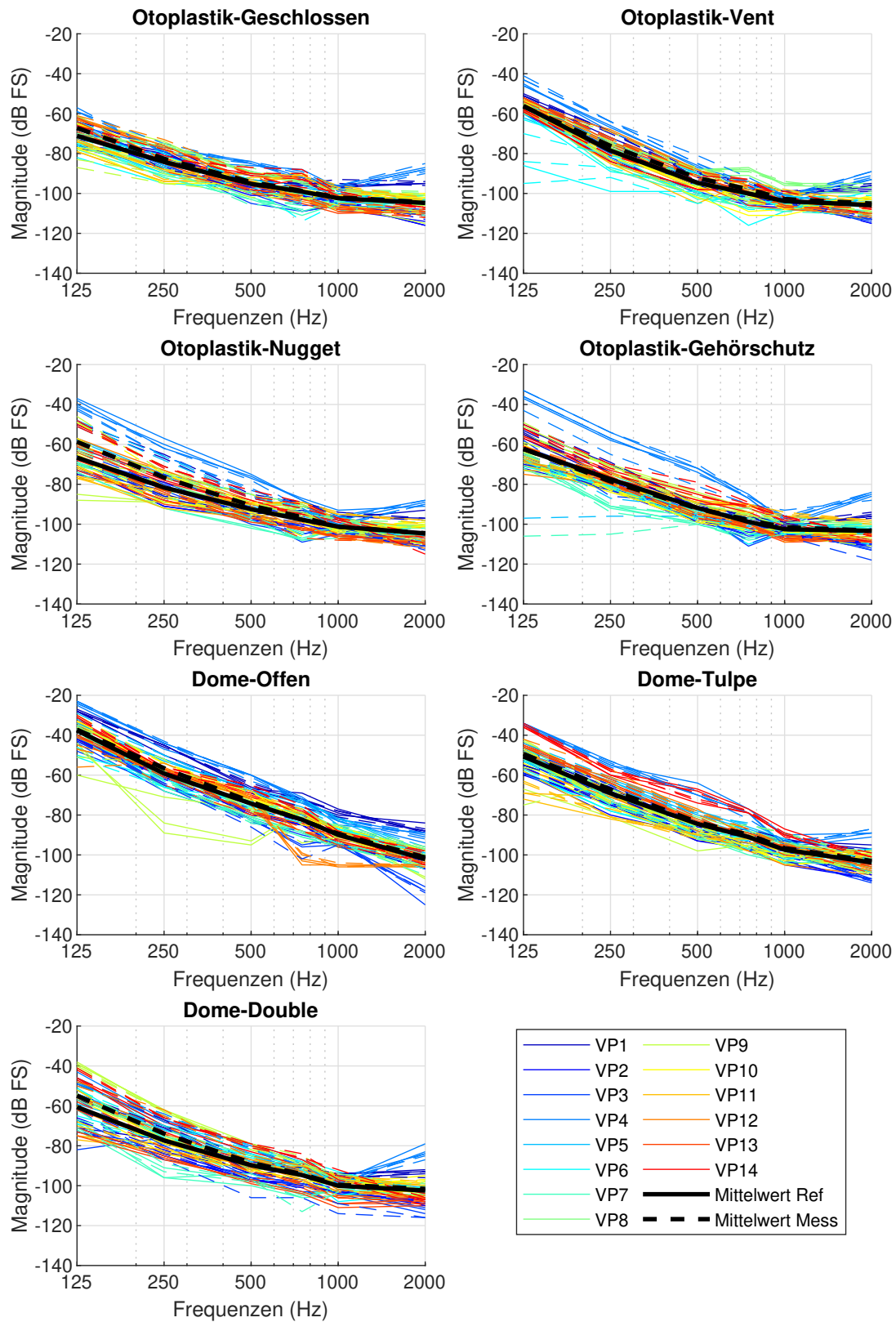


Abbildung 13: Audiogrammdaten der Referenz- und Messkondition für alle Ohrankopplungen.

Die in Abbildung 14 dargestellten Audiogramm-Daten veranschaulichen die Differenzen zwischen der Referenz- und der Messkondition für die verschiedenen Ankopplungsmöglichkeiten des RIC-Systems. Die farbigen Linien stellen jeweils einen Probanden und seine individuelle Hörschwelle dar. Aufgrund der im Abschnitt 3.4 beschriebenen Wiederholungen sind mehrere gleichfarbige Linien zu erkennen. Für jeden Probanden wurden jeweils sechs Messungen durchgeführt, jeweils drei pro Referenz- und Messkonditionen. Es ergaben sich somit pro Person und Ankopplung neun mögliche Differenzwerte zwischen Referenz- und Testkondition. Die dargestellten Differenzen geben einen Überblick über die individuelle Variation der Hörschwellen, sowie über die allgemeine Streuung der Daten. Die Darstellung ist wie folgt zu interpretieren: Zur Orientierung dient die Basislinie, also die gestrichelte schwarze Linie bei 0 dB. Diese Linie ist gleichbedeutend mit der Aussage, es ist kein Effekt vorhanden. Eine ebenso wichtige Linie ist die durchgezogene schwarze Linie, welche den Mittelwert über alle Hörschwellen von allen Probanden darstellt. Beim Vergleich dieser beiden Kurven lassen sich die Effekte ablesen.

Ein negativer Wert impliziert, dass die Hörschwelle in der Messkondition höher lag, und das Testsignal bei einem höheren Pegel als in der Referenzkondition gehört wurde. Eine positive als auch negative Abweichung von der Baseline-Kurve lässt den Schluss zu, dass der In-Situ-Sondenschlauch einen Leckagen-Effekt hervorruft. Die genannten Leckagen-Effekte sind besonders im tieffrequenten Bereich erkennbar. Bei höheren Frequenzen lässt sich hingegen eine stärkere Konvergenz der beiden Kurven beobachten. Besonders eindeutige Leckagen-Effekte sind bei den Ankopplungen Otoplastik-Geschlossen und Otoplastik-Nugget zu erkennen. Bei den Domes lässt sich lediglich bei der Dome-Double Ohrankopplung eine Differenz feststellen.

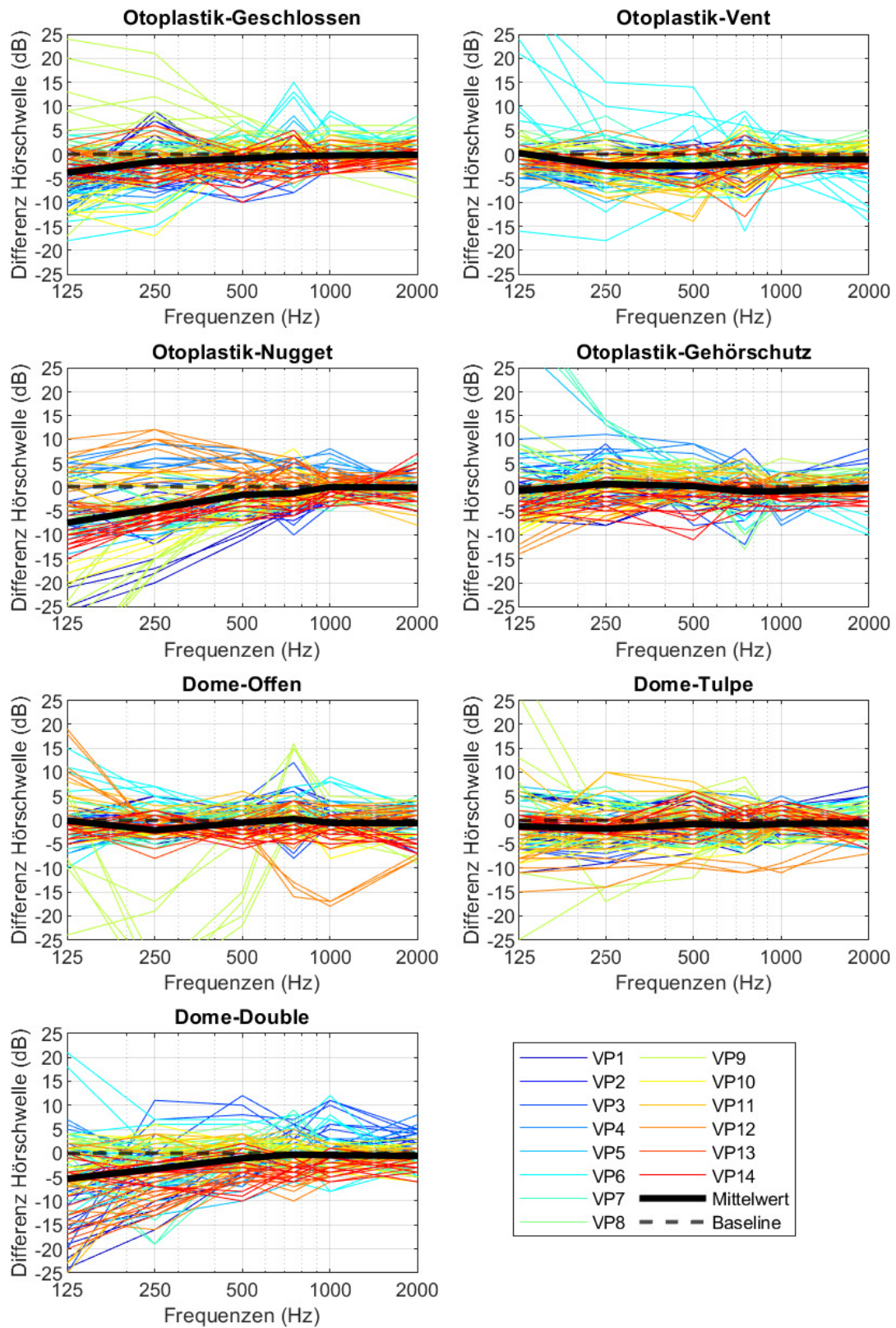


Abbildung 14: Differenzen der Audiogramme zwischen Referenz- und Messkondition für alle Ohrankopplungen.

4.3 Technische Daten

Die Technischen Daten umfassen alle aufgenommenen Übertragungsfunktionen. Diese wurden nach dem Verfahren, welches in Abschnitt 3.4.2 beschrieben wurde, erfasst. Im Folgenden werden die REOIG von Lautsprecher zu Trommelfell, Ex-Hörer zu Trommelfell und Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne, gezeigt. Auch bei diesen Ergebnissen repräsentiert jede farbige Linie einen Probanden. Die schwarz-gestrichelte Linie steht für die Baseline-Kurve. Diese verläuft waagrecht bei 0 dB und dient als Referenz. Durch diese Referenz-Kurve lassen sich die Dämpfungseigenschaften besser einordnen. Eine weitere wichtige Kurve ist die durchgezogene schwarze Linie, welche den Mittelwert über alle Probanden Kurven darstellt. Im Rahmen der Ankopplung der Domes wurde darauf verzichtet, Daten für die Referenzkondition zu erfassen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass ein Hindurchlegen des Referenz-Sondenschlauches durch den Dome nicht möglich war.

4.3.1 REOIG

Die Daten aus Abbildung 15 resultieren aus der Auswertung des In-Situ-Referenzmikrofons. Die Kurven zeigen, wie im Abschnitt 2.3 detailliert beschrieben, die Differenz zwischen der individuellen REUR und der REOR.

Die folgende Analyse fokussiert sich auf die Ankopplungen der Otoplastiken. Hinsichtlich des allgemeinen Frequenzgangs ist festzustellen, dass der Verlauf im tieffrequenten Bereich eine höhere Magnitude aufweist. Ab einer Frequenz von 1 kHz ist ein stärker Abfall in den negativen Bereich zu erkennen. Der entscheidende Bereich ist der tieffrequente Frequenzbereich, mit dem sich eine Aussage zur Abdämpfungswirkung (bzw. der Dichtigkeit) der verschiedenen Ohrankopplungen treffen lässt. In dieser Untersuchung wird eine Gegenüberstellung zwischen der Referenzkondition und der Messkondition vorgenommen, was einen direkten Vergleich der Ergebnisse ermöglicht. Die größten Effekte sind bei der Otoplastik-Geschlossen und Otoplastik-Nugget zu erkennen. Hinsichtlich des Otoplastik-Gehörschutzes sind lediglich in geringem Umfang Veränderungen im tieffrequenten Bereich festzustellen. Bei der Otoplastik-Vent sind keine Veränderungen im tieffrequenten Bereich erkennbar. Generell lässt sich festhalten, dass die Referenzkondition bei den aufgeführten Otoplastiken geschlossener und die Messkondition offener wirkt. Es kann somit ein Leckagen-Effekt bei den Otoplastiken Geschlossen, Nugget und Gehörschutz beobachtet werden. Auf die exakten Werte der Differenzen wird in Abschnitt 4.3.2 näher eingegangen.

Ein weiter Ansatz der Betrachtung der Daten bezieht sich hier auf die Ergebnisse der Referenzkondition, welche ebenfalls in Abbildung 15 in der linken Spalte dargestellt sind. Ziel dieser erneuten Analyse ist es, die allgemeine Wirkungsweise der Ohrankopplungen, ohne den Einfluss des Mess-In-Situ Sondenschlauches zu untersuchen. Die Daten stammen aus dem Referenz-In-Situ-Mikrofon, welches beim Aufzeichnen der Referenzkondition verwendet wurde. Es ist zu beobachten, dass die Abdichtungswirkung der Otoplastik-Geschlossen und der Otoplastik-Nugget über den gesamten Frequenzbereich sehr ähnlich

ist. Der Frequenzverlauf nimmt seinen Anfang bei einer Frequenz von 100 Hz mit einer Magnitude von ca. -3 dB und zeigt im Anschluss einen Abfall bis zu einem Minimum bei einer Frequenz von ca. 2,5 kHz. Diesbezüglich zeigen sich keine Unterschiede zwischen den beiden Kurven. Allerdings liegt der Wert bei der Otoplastik-Geschlossen bei dieser Frequenz bei ca. -25 dB. Bei der Otoplastik-Nugget fällt dieser mit ca. -22 dB etwas höher aus. Bei einer Frequenz von 2,5 kHz lässt sich ein deutlicher Anstieg bis 10 kHz erkennen, welcher auch allgemein bei allen Otoplastiken zu beobachten ist. Im direkten Vergleich zu den anderen Ohrankopplungen zeigen die Otoplastik-Nugget, sowie die Otoplastik-Geschlossen die ausgeprägteste Abdichtungswirkung. Bei dem Otoplastik-Gehörschutz ist zu erkennen, dass die Abdichtung im Vergleich zu den beiden vorher genannten Otoplastiken schwächer ausgeprägt ist. Auch dieser Verlauf startet bei 100 Hz und weist ab dieser Frequenz bis ca. 300 Hz einen Wert von 0 dB auf. Ab 300 Hz ist ein Abfall bis ca. 2,6 kHz zu beobachten. Bei ca. 2,6 kHz ist das Minimum der Magnitude mit einem Wert um ca. -27 dB zu erkennen. Die letzte Ohrankopplung stellt die Otoplastik-Vent dar, welche die vergleichsweise geringste Abdichtungswirkung zeigt. Die Kurve startet im positiven Bereich bei einer Frequenz von 100 Hz mit ca. 1 dB und zeigt bis zu einer Frequenz von 400 Hz einen leichten Anstieg auf 5 dB. Im weiteren Verlauf ist ein Abfall des Pegels bis zum Minimum bei 3 kHz zu beobachten. Bei dieser Frequenz weist die Magnitude einen Wert von ca. -21 dB auf.

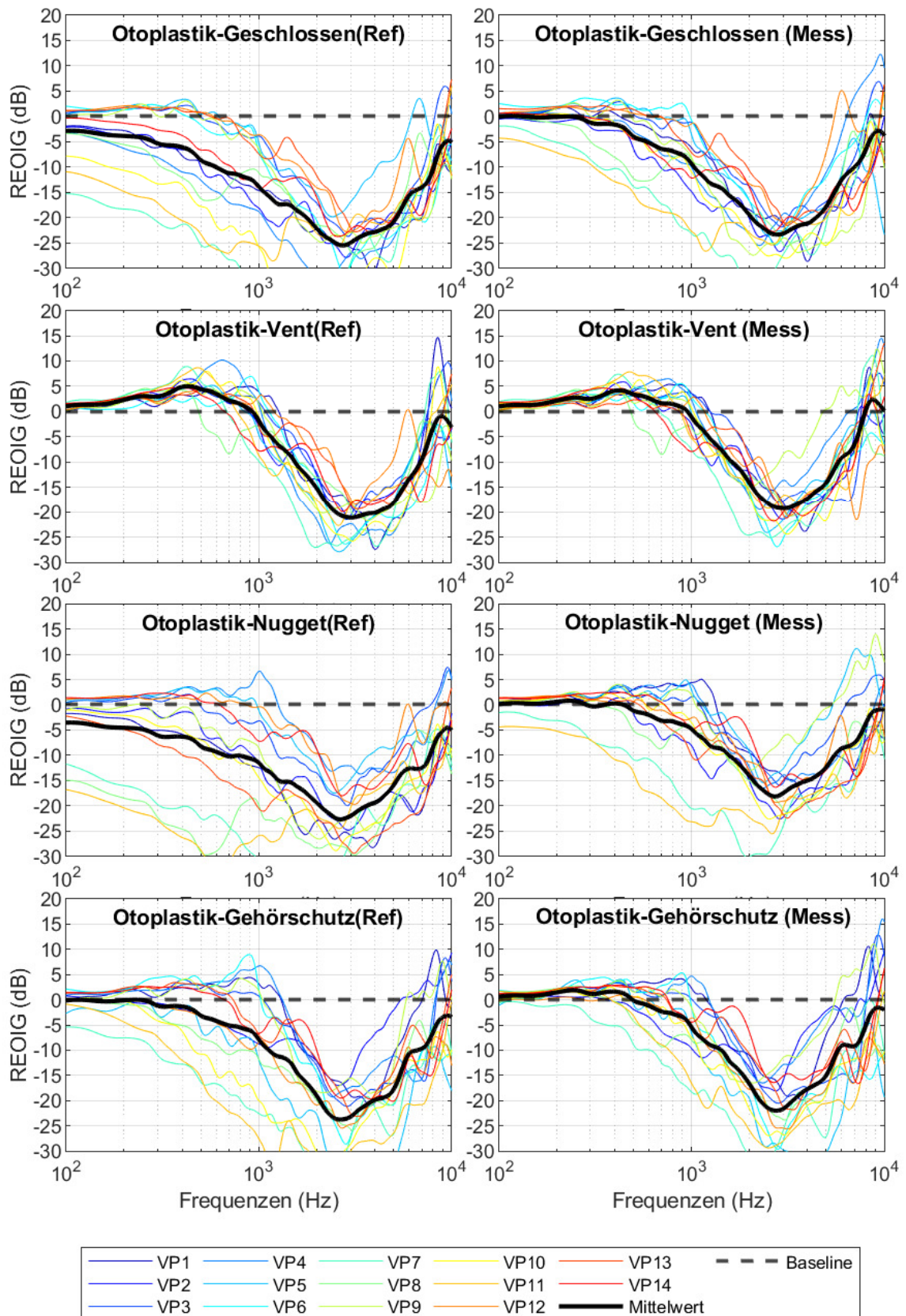


Abbildung 15: REOIG in der Referenz- und Messkondition für die Otoplastiken.

Die in Abbildung 16 präsentierten Daten veranschaulichen die Ergebnisse des Mess-In-Situ-Mikrofons für die Messkondition. Die Grafiken zeigen die verschiedenen Ohrankopplungsoptionen bei den Domes, beginnend mit einer offeneren- bis hin zur einer geschlossenen Variante. Der allgemeine Frequenzgang der Domes zeigt, dass im tiefen Frequenzbereich von 100 Hz bis 1 kHz die geringste Abdichtung auftritt. Ab einer Frequenz von etwa 1 kHz sind abhängig von der Ohrankopplung entweder geringere oder stärkere Abdichtungswirkungen erkennbar. Auch bei diesen Daten liegt ein besonderes Augenmerk auf den Mittelwertkurven. Auch hier werden diese im Vergleich zur Baseline-Kurve betrachtet. In der Dome-Offen Grafik ist eine geringe Abdichtung im tieffrequenten Bereich zu erkennen, während im hochfrequenten Bereich ab ca. 2,5 kHz leichte Abdichtungswirkungen zu erkennen sind.

Beim Dome-Tulpe, der etwas geschlossener gefertigt ist, verhält der tieffrequente Bereich sich sehr ähnlich wie beim Dome-Offen bis zu einer Frequenz von 1 kHz, ab dieser Frequenz ist eine deutliche Zunahme der Abdichtungswirkung zu beobachten. Die letzte Ohrankopplung, der Dome-Double weist eine sehr ähnliche Verhaltensweise auf wie der Dome-Tulpe. Lediglich der Anstieg der Abdichtungswirkung ab 1 kHz nimmt deutlich schneller zu als beim Dome-Tulpe, was mit einer stärkeren Abdichtungswirkung einhergeht. Die grafische Darstellung des Dome-Offen offenbart eine kaum vorhandene Abdichtung im tieffrequenten Bereich. Ab einer Frequenz von 2,5 kHz sind leichte Abdichtungswirkungen erkennbar.

Die Dome-Tulpe weist eine geschlossener Bauweise auf. Dies zeigt sich besonders im tieffrequenten Bereich, denn hier zeigt sich bis zu einer Frequenz von 1 kHz ein ähnliches Verhalten, wie beim Dome-Offen. Ab dieser Frequenz ist eine stetige Zunahme der Abdichtungswirkung erkennbar. Die letzte Ohrankopplung, der Dome-Double, zeigt eine sehr ähnliche Verhaltensweise, wie der Dome-Tulpe, wobei sich hier ein deutlich schnellerer Anstieg der Abdichtungswirkung ab einer Frequenz von 1 kHz erkennen lässt.

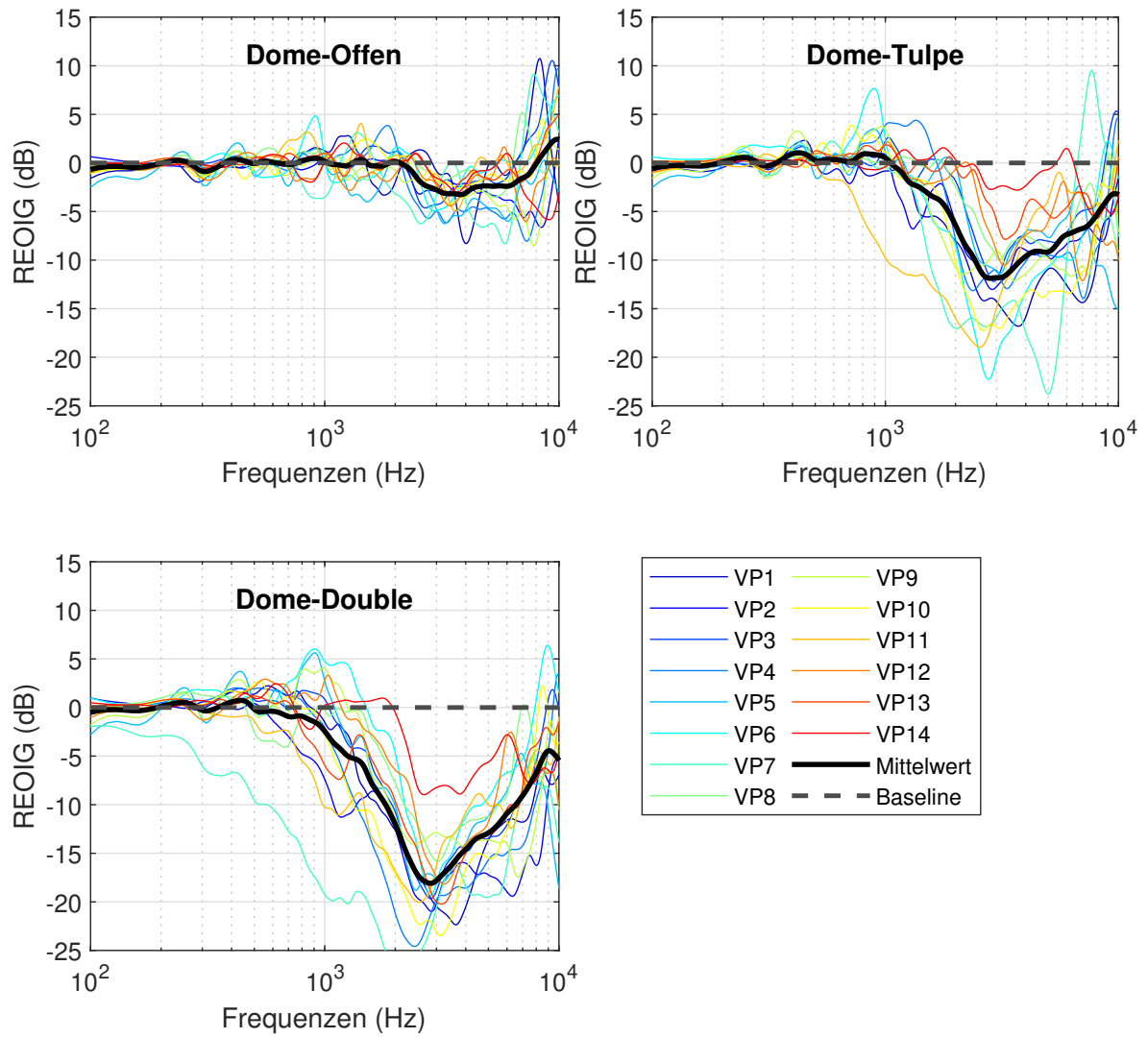


Abbildung 16: REOIG in der Messkondition für die Domes.

4.3.2 Lautsprecher zu Trommelfell

In den in Abbildung 17 dargestellten Grafiken sind die Differenzen der Übertragungsfunktionen zwischen der Referenzkondition und der Messkondition für die verschiedenen Otoplastiken abgebildet. Die Daten stammen aus den Aufzeichnungen mit dem In-Situ-Referenzmikrofon. Auch in diesen Grafiken spielt die Baseline-Kurve als Referenz, sowie die Kurve des Mittelwerts über alle Probandenmessungen eine entscheidende Rolle, da diese Aussagen über den zu untersuchenden Leckagen-Effekt und die Auswirkungen auf die Abdichtung ermöglichen.

Die größten Differenzen sind bei den Ohrankopplungen der Otoplastik-Geschlossen und der Otoplastik-Nugget zu beobachten. Der Verlauf der gemittelten Kurve bei der Otoplastik-Geschlossen beginnt bei einer Frequenz von 100 Hz mit einem Wert von etwa 3 dB und erreicht sein Maximum bei einer Frequenz von 600 Hz. Bei dieser Frequenz wird ein Wert von ca. 5 dB erzielt. Anschließend flacht die Kurve mit zunehmender Frequenz bis 10 kHz ab.

Die Otoplastik-Vent weist zu Beginn bei 100 Hz einen Wert von etwa 0 dB auf. Der weitere Verlauf zeigt eine leichte Steigung bis zu einem Maximum ca. 5 dB bei einer Frequenz bei etwa 5,6 kHz. Danach ist ein Abfall des Pegels bis 10 kHz zu erkennen. Die Otoplastik-Nugget weist einen sehr ähnlichen Verlauf wie die geschlossene Ankopplung auf. Diese startet ebenfalls bei 100 Hz mit einem Wert von 3 dB und zeigt einen leichten Anstieg bis zu einem Maximum von ca. 6 dB bei 1 kHz. Im weiteren Verlauf der Kurve ist nur ein geringfügiger Abfall des Pegels bis 10 kHz festzustellen.

Die letzte Ohrankopplung, der Otoplastik-Gehörschutz, zeigt einen relativ flachen Verlauf, der bei 100 Hz mit einem Wert von etwa 1 dB beginnt. Es ist ein kleiner Anstieg in Frequenz und Pegel bis zum Maximum bei ca. 450 Hz mit 3 dB zu verzeichnen. Bis 10 kHz sind nur geringe Pegelschwankungen zu beobachten, wobei die generelle Tendenz absteigend ist.

Es zeigt sich, dass hierbei alle Differenzen im positiven Bereich sind. Dies bedeutet, dass bei der Referenzkondition ein geringerer Pegel gemessen wurde, als bei der Messkondition. Die Differenzen zeigen den frequenzspezifischen Leckagen-Effekt durch den In-Situ Sondenschlauch, welcher zu einer geringeren Abdichtung führt.

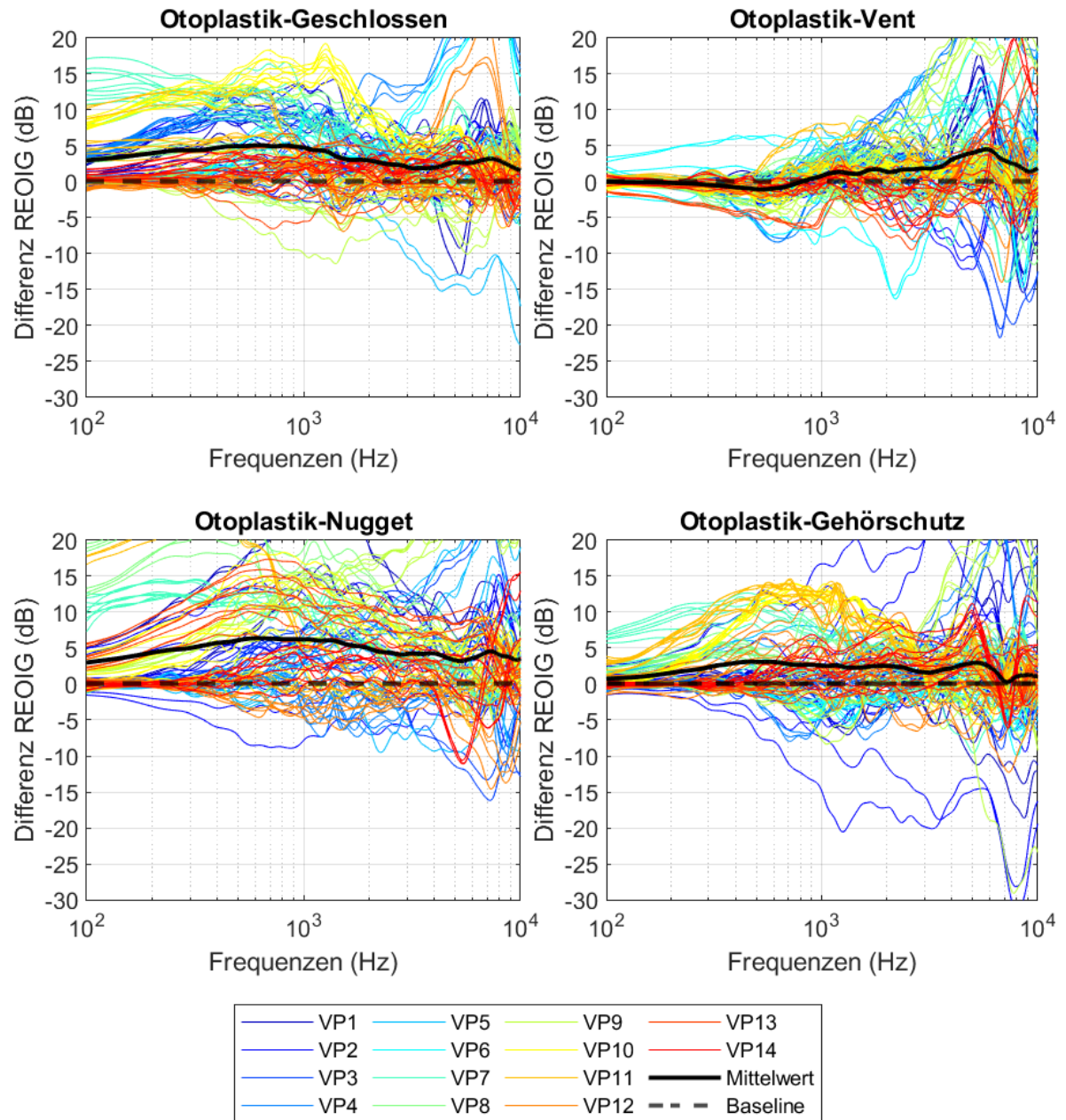


Abbildung 17: Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen zwischen Lautsprecher zu Trommelfell für die Otoplastiken.

4.3.3 Ex-Hörer zu Trommelfell

Die in Abbildung 18 dargestellten Grafiken zeigen die Übertragungsfunktionen vom Ex-Hörer zu Trommelfell für jeden Probanden, jeweils für die Referenz- und die Messkondition. Die Daten stammen aus der Auswertung des In-Situ-Referenzmikrofons. Die durchgezogenen Linien repräsentieren die Übertragungsfunktion in der Referenzkondition, während die gestrichelten Linien die Übertragungsfunktion in der Messkondition repräsentieren. Die beiden schwarzen Kurven zeigen zudem die Mittlungen über alle Übertragungsfunktionen der jeweiligen Konditionen. Hierbei zeigt sich bei allen Ohrankopplungen, dass in der Referenzkondition ein höherer Pegel gemessen wurde, als in der Messkondition. Dies zeigt sich vor allem im tieffrequenten Bereich. Bei der Betrachtung der einzelnen Ohrankopplungen fällt auf, dass die geringste Streuung der Kurven bei den der Otoplastik-Geschlossen und bei der Otoplastik-Vent zu erkennen ist. Die nächstgrößte Streuung ist bei der Otoplastik-Gehörschutz zu beobachten. Bei der Otoplastik-Nugget sind die größten Streuungen zu verzeichnen. Eine genauere Betrachtung der Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition erfolgt im nächsten Abschnitt.

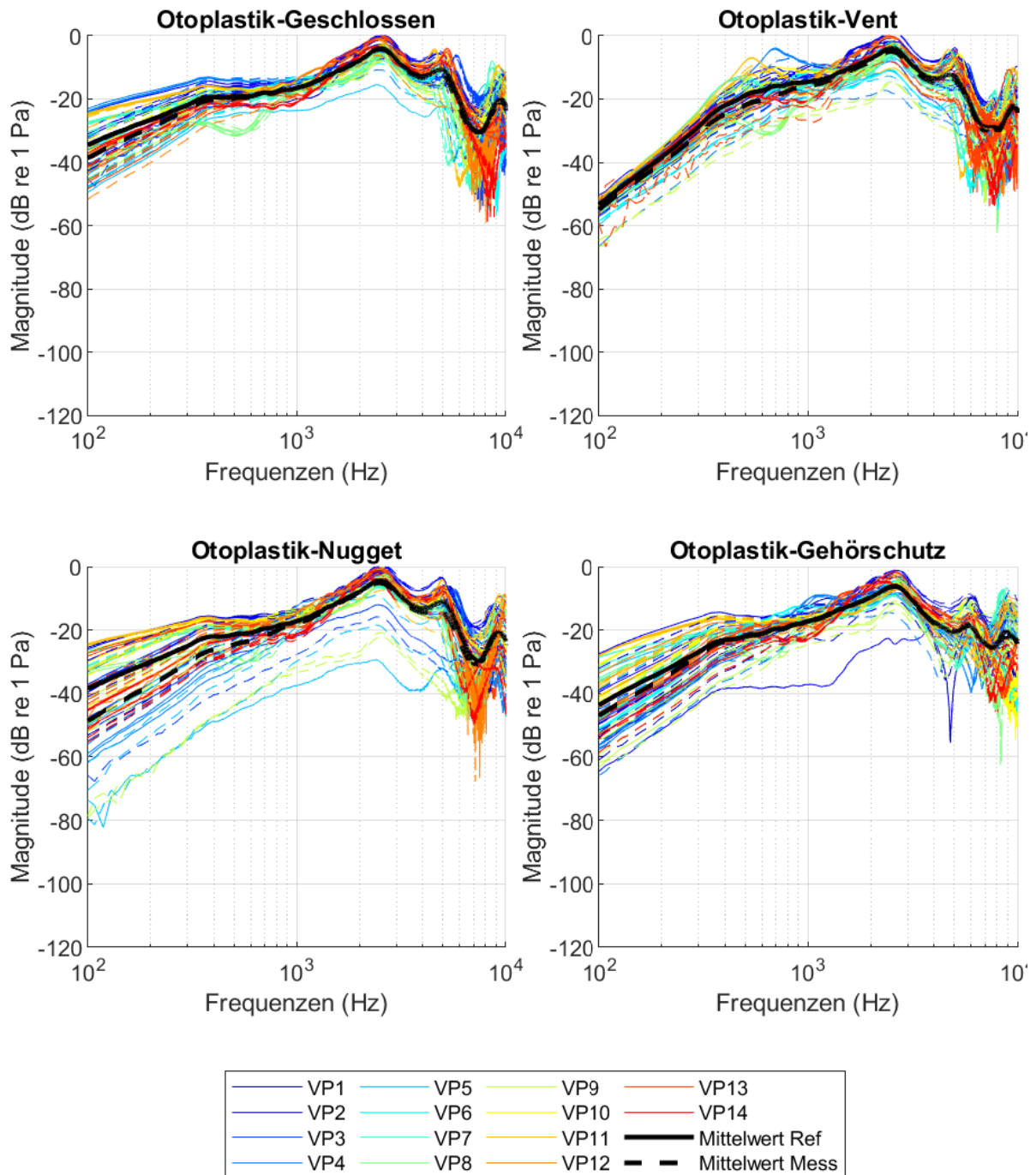


Abbildung 18: Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu Trommelfell in der Referenz- und Messkondition für die Otoplastiken.

Die in Abbildung 19 dargestellten Grafiken basieren ebenfalls auf Daten, welche mittels des In-Situ-Referenzmikrofons erfasst wurden. Die vorliegenden Untersuchungen beziehen sich auf die Differenzen der Übertragungsfunktion zwischen Ex-Hörer zum Trommelfell im Rahmen der Ohrankopplungen der Otoplastiken. Im Bezug auf alle Ohrankopplungen lässt sich ein genereller Frequenzgang zwischen 0 dB und -10 dB beobachten. Auch in den vorliegenden Grafiken sind die maßgeblichen Kurven die Basislinie, sowie die gemittelte Kurve.

Im Bezug auf die Otoplastik-Geschlossen lässt sich ein Frequenzgang konstatieren, welcher bei 100 Hz mit einem Wert von ca. -5 dB beginnt und an dieser Stelle auch sein Minimum aufweist. Im weiteren Verlauf ist ein Anstieg bis 1 kHz auf einen Wert von 0 dB zu verzeichnen. Im Anschluss ist ein erneuter Abfall mit aufsteigender Frequenz zu beobachten. Bei ca. 5,8 kHz zeigt sich ein Tal mit einem maximalen Pegelabfall von -3 dB. Bis zu einer Frequenz von 10 kHz ist lediglich ein Anstieg auf einen Wert von 0 dB zu verzeichnen. Die Otoplastik-Vent zeigt ein Wert von -1 dB bei einer Frequenz von 100 Hz. Im weiteren Verlauf zeigt die Kurve eine Abflachung bis zu einem Wert von -3 dB bei 500 Hz. Bis zu einer Frequenz von 10 kHz nähert sich die Kurve wieder einem Wert von 0 dB an. Die Otoplastik-Nugget zeigt einen Verlauf, der dem der Otoplastik-Geschlossen ähnelt. Allerdings ist bei 100 Hz eine um -9 dB negativere Differenz zu verzeichnen. In den übrigen Frequenzbereichen weisen die Werte eine Übereinstimmung mit denen der Otoplastik-Geschlossen auf. Die letzte Ohrankopplung stellt der Otoplastik-Gehörschutz dar, welcher einen ähnlichen Frequenzverlauf wie die Otoplastik-Geschlossen aufweist. Die Kurve startet bei 100 Hz mit einem Pegel von -4 dB, welcher zugleich das Minimum der Kurve darstellt. Danach zeigt die Kurve einen Anstieg mit zunehmender Frequenz bis 1 kHz. Ab dieser Frequenz ist der weitere Verlauf nahezu konstant bei einem Wert von 0 dB. Im weiteren Verlauf bis 10 kHz sind lediglich marginale Schwankungen von ± 1 dB zu verzeichnen.

Es zeigt sich, dass hierbei alle Differenzen negativ sind, was bedeutet, dass bei der Referenzkondition ein höherer Pegel gemessen wurde, als bei der Messkondition. Die Differenzen zeigen den frequenzspezifischen Leckagen-Effekt durch den In-Situ Sondenschlauch, was zu einer Abnahme des Pegels führt.

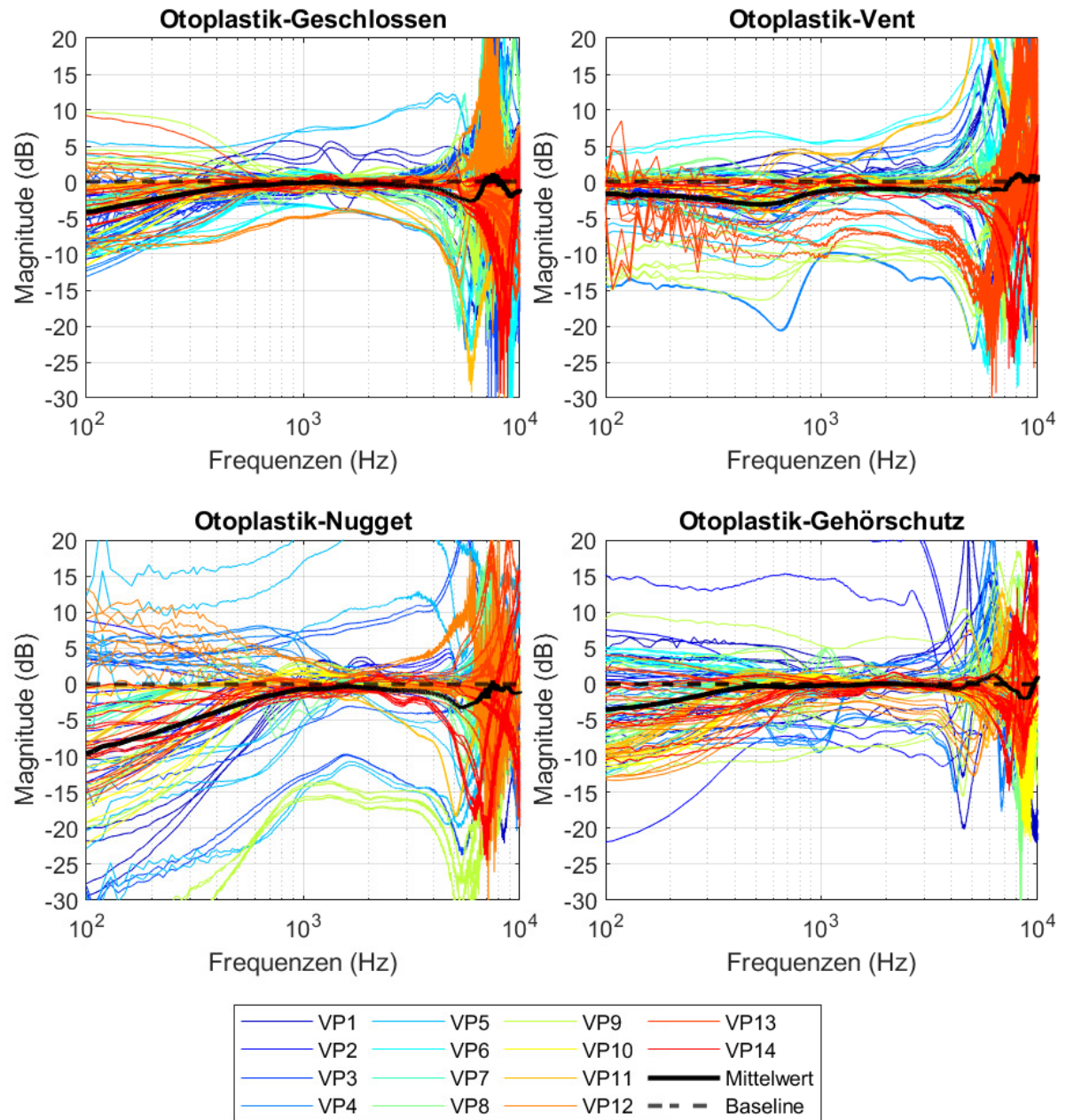


Abbildung 19: Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu Trommelfell für die Otoplastiken.

4.3.4 Analyse des Rückkopplungspfades

Die in Abbildung 20 dargestellten Grafiken der Übertragungsfunktionen veranschaulichen die Differenzen zwischen der Referenz- und Messkondition. Die Übertragungsfunktion zwischen dem Ex-Hörer und dem HG-Mikrofon Vorne beschreibt den Rückkopplungspfad für die beiden untersuchten Konditionen. In den vorliegenden Grafiken sind die maßgeblichen Kurven, wie bei den vorherigen Ergebnissen ebenso die Basislinie, sowie die gemittelte Kurve über alle Probanden. Es sei zudem darauf hingewiesen, dass eine erhebliche Streuung der individuellen Messungen aufgrund des geringen SNR in der vorliegenden Analyse zu verzeichnen ist.

Bei der Otoplastik-Geschlossen startet der Verlauf bei einer Frequenz von 100 Hz mit einem Wert von 0 dB. Danach sind Fluktuationen bis 500 Hz im positiven Bereich (4 dB) als auch negativen Bereich (−2 dB) zu verzeichnen. Ab 500 Hz ist mit steigender Frequenz eine Zunahme der Differenz zu beobachten. Das Maximum der Kurve liegt bei einer Frequenz von 1,6 kHz bei einem Wert von 5 dB, während das Minimum im weiteren Verlauf bei 7,5 kHz mit einem Wert von −3 dB auftritt. Die größten Differenzen der Kurve treten im Frequenzbereich von 500 Hz bis 2,5 kHz auf.

Im Vergleich dazu fallen die Differenzen bei der Otoplastik-Vent in diesem Frequenzbereich am geringsten aus. Die Kurve startet bei einer Frequenz von 100 Hz bei einem Wert von 0 dB. Danach treten Fluktuationen bis 700 Hz auf. In den Fluktuationen ist auch das Minimum der Kurve bei 360 Hz bei einem Wert von −3 dB zu verzeichnen. Nach den Fluktuationen ist eine stetige Zunahme der Differenz bis zu ihrem Maximum bei 2,4 kHz mit einem Wert von 2 dB zu beobachten. Bei 2,7 kHz ist eine Senke mit einem Wert von 0 dB zu erkennen. Danach findet eine stetige Abnahme mit steigender Frequenz statt. Die größten Differenzen treten bei dieser Otoplastik im Bereich von 160 Hz bis 5,8 kHz auf.

Die Otoplastik-Nugget zeigt die stärkste Differenz aller Otoplastiken. Der Verlauf startet bei 100 Hz bei einem Wert von 0 dB. Danach folgen Fluktuationen bis 450 Hz. Bei einer Frequenz von 150 Hz zeigt sich das Minimum der Kurve bei einem Wert von −2 dB. Ab 450 Hz ist zu beobachten, dass die Differenzen mit steigender Frequenz bis 2,7 kHz bis zu einem Wert von 6,5 dB ansteigen. Ab 2,7 kHz fällt die Kurve bis 5,5 kHz auf einen Wert von 1 dB ab. Im weiteren Verlauf erreicht die Kurve nach einem starken Anstieg ihr Maximum bei 8,5 kHz mit einem Wert von 8 dB. Bis zu einer Frequenz von 10 kHz ist im weiteren Verlauf ein Plateau erkennbar. Die größten Differenzen treten bei dieser Otoplastik im Bereich von 360 Hz bis 10 kHz auf.

Bei der letzten Otoplastik, dem Gehörschutz, zeigt sich wiederum ein flacher Verlauf. Auch hier startet der Verlauf bei 100 Hz mit einem Wert von 0 dB. Bis 700 Hz zeigen sich im Verlauf der Kurve Fluktuationen. Innerhalb dieser Fluktuationen tritt bei 300 Hz ein Minimum mit einem Wert von −3 dB auf. Es ist ein Anstieg ab 700 Hz bis zu einer Frequenz von 1,8 kHz zu beobachten, wobei das Maximum bei 1 kHz mit 4 dB erreicht wird. Anschließend sinkt die Kurve bis 6,5 kHz ab. Im weiteren Verlauf folgt ein erneuter Anstieg

bis 10 kHz auf einen Wert von 2 dB. Die größten Differenzen sind im Frequenzbereich von 600 Hz bis 10 kHz zu beobachten. Diese Schwankungen bewegen sich in einem Bereich von 1 dB bis ca. -2 dB. Ab einer Frequenz von 600 Hz lässt sich ein Anstieg des Pegels in Abhängigkeit von der Frequenz beobachten. Hier wird ein Maximum von 3 dB erreicht. Im weiteren Verlauf ist eine stetige Abnahme des Pegels bis zu einem Wert von -1 dB bei 6 kHz zu verzeichnen. Von 6 kHz bis 10 kHz ist nur noch ein leichter Anstieg auf einen Wert von 2 dB zu erkennen.

Es zeigt sich, dass alle Differenzen eher im positiven Bereich verlaufen. Dies bedeutet, dass in der Referenzkondition ein niedriger Pegel gemessen wurde, als bei der Messkondition. Die Differenzen zeigen den frequenzspezifischen Leckagen-Effekt durch den In-Situ Sondenschlauch, welcher zu einer geringeren Abdichtung führt.

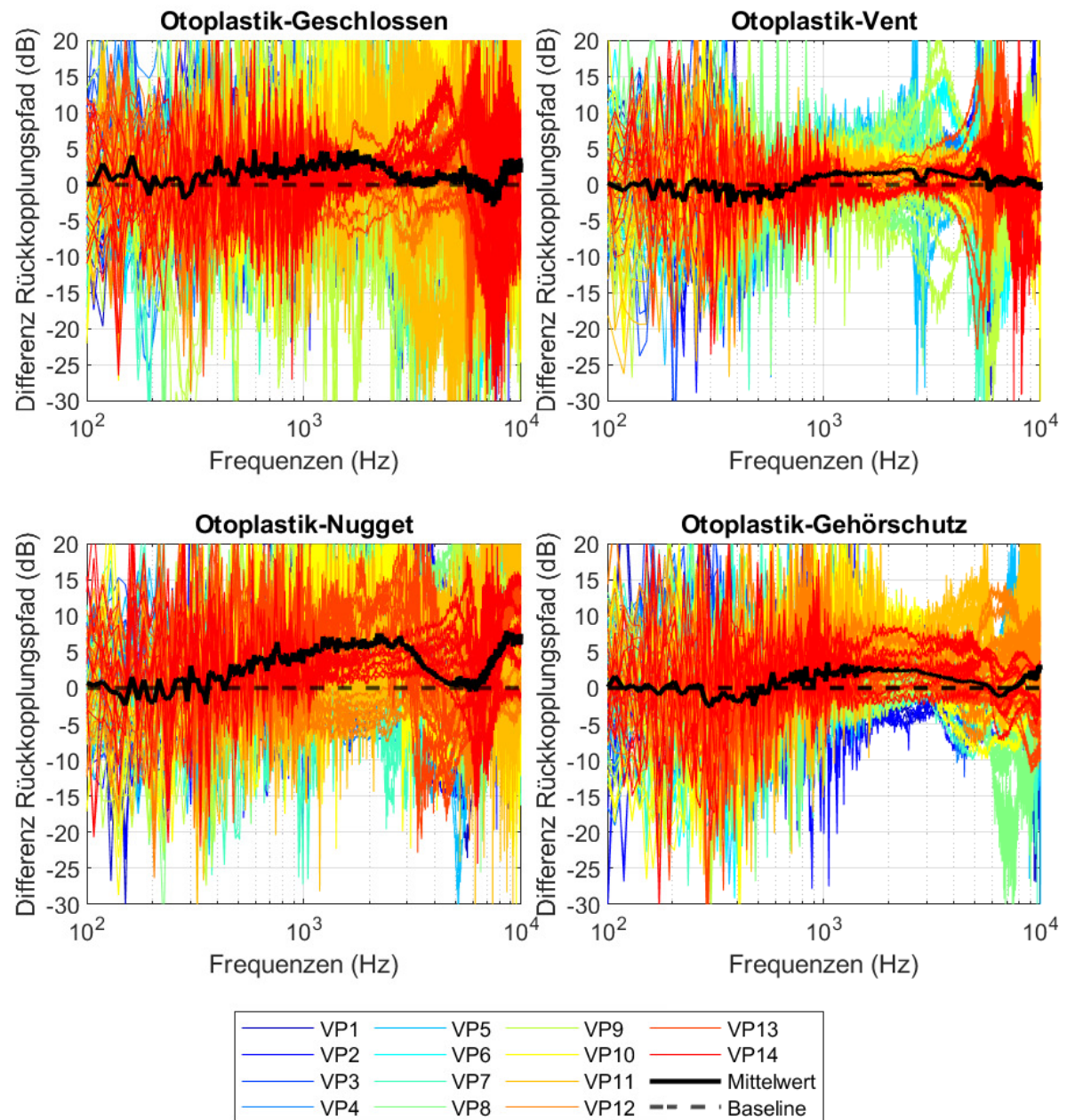


Abbildung 20: Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne für die Otoplastiken.

Die in Abbildung 21 dargestellten Grafiken der Übertragungsfunktionen veranschaulichen die Differenzen zwischen der Referenz- und Messkondition. Die Übertragungsfunktion zwischen dem Ex-Hörer und dem HG-Mikrofon Vorne beschreibt den Rückkopplungspfad für die beiden untersuchten Konditionen der Ohrankoppelungen mit Domes. In den vorliegenden Grafiken sind die maßgeblichen Kurven wie bei den vorherigen Ergebnissen, ebenso die Basislinie, sowie die gemittelten Kurven über alle Probanden dargestellt. Es sei zudem darauf hingewiesen, dass eine erhebliche Streuung der individuellen Messungen aufgrund des geringen SNR in der vorliegenden Analyse zu verzeichnen ist. Bei der Ohrankopplung Dome-Offen startet der Verlauf der Mittelwert Kurve bei 100 Hz bei 0 dB. Mit ansteigender Frequenz ist eine Zunahme der Differenz zu beobachten. Das Maximum wird bei einem Wert von 5 dB für 230 Hz erreicht. Danach nimmt die Kurve mit steigender Frequenz ab. Im weiteren Verlauf zeigt sich ein Minimum von -2 dB bei 6,5 kHz. Die Differenzen sind im Bereich von 100 Hz bis 800 Hz am stärksten ausgeprägt.

Im Vergleich dazu fallen die Differenzen bei der Ohrankopplung mit Dome-Tulpe am geringsten aus. Hier startet der Verlauf auch bei 100 Hz mit einem Wert von -2 dB. Im weiteren Verlauf ist ein Anstieg der Kurve mit zunehmender Frequenz zu beobachten. Das Minimum der Kurve zeigt sich bei einer Frequenz von 330 Hz mit einem Wert von -4 dB. Ab dieser Frequenz ist eine Konvergenz zwischen der Baseline und der gemittelten Kurve zu erkennen. Die größte Differenz in dieser Grafik ist im Bereich zwischen 100 Hz und 600 Hz zu beobachten. Bei der letzten Ohrankopplung, dem Dome-Double, sind die größten Differenzen zu verzeichnen. Der Verlauf startet beim Dome-Double bei 100 Hz bei 0 dB. Ein Minimum ist bei der Kurve bei einer Frequenz von 150 Hz mit einem Wert von -2 dB zu verzeichnen. Im weiteren Verlauf ist zu beobachten, dass die Differenz mit zunehmender Frequenz ansteigt. Das Maximum wird bei einer Frequenz von 1,1 kHz erreicht und weist dort einen Wert von 5 dB auf. Nach dem Maximum nimmt die Kurve wieder bis 5 kHz auf einem Wert von 1 dB ab und steigt danach wieder bis 6,6 kHz auf einen Wert von 4 dB an. Danach flacht die Kurve bis 10 kHz erneut ab. Die Differenzen bei dieser Ankopplung sind im Frequenzbereich von 300 Hz bis 9,3 kHz am stärksten ausgeprägt. Generell zeigen sich auch hier die Differenzen eher im positiven Bereich. Dies bedeutet, dass in der Referenzkondition ein niedriger Pegel gemessen wurde, als bei der Messkondition. Die Differenzen zeigen den frequenzspezifischen Leckagen-Effekt durch den In-Situ Sondenschlauch, welcher zu einer geringeren Abdichtung führt.

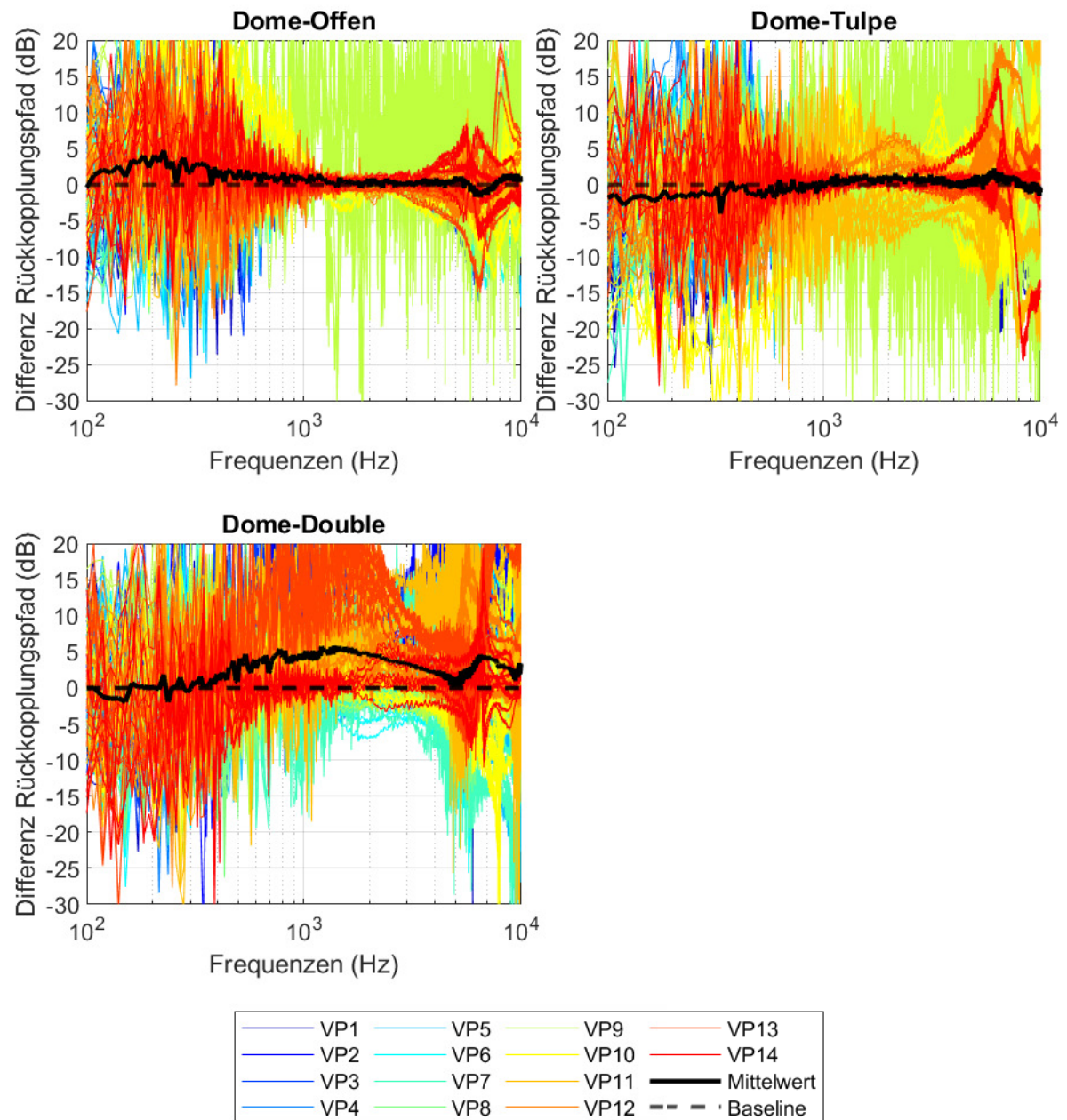


Abbildung 21: Differenzen zwischen Referenz- und Messkondition für die Übertragungsfunktionen von Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne für die Domes.

5 Diskussion

Diese Studie hatte zum Ziel, den Einfluss einer In-Situ-Messung auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten zu untersuchen. Im Rahmen der Untersuchung wurde insbesondere der Frage nachgegangen, ob ein Leckagen-Effekt infolge der Positionierung des Sondenschlauches nachgewiesen werden kann. Zudem wurde auch überprüft, ob beide Verfahren in der Lage sind, diese Leckagen-Effekte in vergleichbarem Maße zu erfassen, oder ob es Abweichungen gibt. Des Weiteren stellte sich die Frage, inwiefern die entsprechenden Leckagen-Effekte im Hinblick auf die akustische Ohrankopplung im Vergleich zur Wirkung von Bohrungen darstellen lassen. Dazu ergaben sich folgende Hypothesen: Es wurde angenommen, dass der Einfluss einer zusätzlichen Öffnung durch die Positionierung des Sondenschlauchs umso geringer ist, je offener die Ohrankopplung gestaltet ist. Dementsprechend wurde angenommen, dass die Leckagen-Effekte bei einer Otoplastik-Geschlossen oder Otoplastik-Nugget am stärksten ausgeprägt sein sollen. Im Folgenden werden die Ergebnisse der Studie, der zugrunde gelegten Annahmen, der aufgeworfenen Fragen, sowie der bisherigen Forschungsliteratur erörtert, um ihre Relevanz und Auswirkungen auf die praktische Anwendung zu untersuchen.

Bei der Auswertung der Daten wurde festgestellt, dass beide Verfahren in der Lage sind, den Leckagen-Effekt infolge der Positionierung des Sondenschlauches messtechnisch zu erfassen. Um eine Aussage darüber treffen zu können, ob dies im gleichen Maß der Fall ist, wurden die Audiogrammdaten 14 mit den technischen Daten, also den Übertragungsfunktionen zwischen Ex-Hörer zu Trommelfell 19 verglichen. Beide dieser Datensätze haben denselben Ausgangspunkt, nämlich die Betrachtung der Gegebenheit im Ohr. Es lässt sich feststellen, dass die Leckagen-Effekte vorwiegend im tieffrequenten Bereich auftreten. Anhand von drei Otoplastiken wurde aufgezeigt und belegt, dass die audiometrischen Daten auf die technischen Daten übertragbar sind. Zu diesen drei Otoplastikformen gehören die Otoplastik-Geschlossen, die Otoplastik-Vent und die Otoplastik-Nugget. Eine Ausnahme bildet die Otoplastik-Gehörschutz, bei der eine geringe Diskrepanz zwischen den Audiogrammdaten und den technischen Daten von ca. 2 dB bei 125 Hz festgestellt wurde. Diese Unstimmigkeit kann durch das Abknicken des Sondenschlauches in dieser Messkondition bei den Audiogrammdaten aufgetreten sein. Dennoch ist davon auszugehen, dass beide Verfahren den Leckagen-Effekt von 100 Hz bis 2 kHz gleichermaßen erfassen können. Bezogen auf die Übertragungsfunktionen ist anzumerken, dass ab 6 kHz deutlich zu erkennen ist, dass der SNR zu gering ist. Dies führt zu einem Verrauschen der Messkurven ab 6 kHz. Allerdings ist dies aufgrund der fehlenden Relevanz in diesem Frequenzbereich nicht entscheidend, da hier keine Leakage-Effekte auftreten. Bei der Betrachtung der Leckagen-Effekte ist zu vermerken, dass wie bereits angenommen, die größten Effekte bei der Otoplastik-Geschlossen, sowie bei der Otoplastik-Nugget zu verzeichnen sind.

Ein weiterer wichtiger Punkt betrifft die Auswertung dieser Daten. Bei der Betrachtung der gemittelten Kurve der Otoplastik-Nugget zeigt sich beispielsweise ein Maximalwert

von -8 dB bei 100 Hz. Betrachtet man jedoch die individuellen Kurven bei der Otoplastik-Nugget der Probanden, wird deutlich, dass die Leakage-Effekte erheblich gravierender ausfallen können. Ein Beispiel ist Proband VP9, bei dem die Leakage-Effekte bei 100 Hz bis weit unter -30 dB reichen. In der bisherigen Auswertung wurde ausschließlich die gemittelte Kurve betrachtet. Es ist jedoch sinnvoll, die individuellen Kurven der Probanden mit einzubeziehen, da teils sehr große Unterschiede, wie beispielsweise bei VP9 erkennbar sind. Wenn man sich nur auf die gemittelte Kurve bezieht, erscheinen die Leakage-Effekte im Vergleich zu einigen individuellen Kurven der Probanden relativ gering. Dennoch würden sich beim Anpassprozess des Kunden merkbare Auswirkungen zeigen, weswegen diese nicht zu vernachlässigen sind. Diese Streuung der individuellen Kurven hing mit der Länge der Abdichtzone zusammen. Dies wurde insbesondere im Vergleich zwischen der Otoplastik-Geschlossen mit längerer Abdichtzone und der Otoplastik-Nugget mit kürzerer Abdichtzone deutlich. Es ist zu beobachten, dass längere Abdichtzonen mit geringerer Streuung der Kurven einhergingen. Es ist davon auszugehen, dass beim Dome-Doube aufgrund der Abdichtzone eine vergleichbare Streuung der individuellen Kurven, wie bei der Otoplastik-Nugget auftritt. Auch dies zeigt sich noch bei anderen Analysen und stellt einen wichtigen Punkt dar, um eine Aussage über die Relevanz im Hörakustiker-Geschäft, insbesondere bei der Anpassung per In-Situ treffen zu können.

Bei den Domes ist ein Vergleich der Audiogrammdaten mit den technischen Daten nicht möglich, da eine Positionierung des Sondenschlauches in der Referenzkondition nicht möglich war. Somit ist nur eine Annahme der Vergleichbarkeit der Audiogramm- und technischen Daten der Domes möglich.

Dennoch gibt es ein paar Analysen, die dafür sprechen, dass der Vergleich zwischen den beiden Verfahren möglich ist. So zeigen die Grafiken 21 und 20 die Übertragungsfunktionen zwischen Ex-Hörer und HG-Mikrofon Vorne. Diese beschreibt den Rückkopplungspfad der verschiedenen Ohrankoppelungen. Bei der allgemeinen Sichtung der Daten ist zu sehen, dass der Pegel bei der Messkondition höher war, als bei der Referenzkondition. Dies deutet darauf hin, dass ein Vent-out Effekt eingehend mit einer geringeren Abdichtung in der Messkondition vorlag. Auch hier zeigt sich, je geschlossener die Ohrankopplung gestaltet ist, desto größer ist der Leckagen-Effekt der Sondenschlauchpositionierung und somit auch die Rückkopplungsneigung. Dennoch beweist dies im Blick auf die Daten nur, dass ein Leckagen-Effekt vorhanden ist. Um einen möglichen Beweis für die Übertragbarkeit der beiden Verfahren der Dome-Daten zu liefern, erfolgte ein direkter Vergleich der Daten der Ohrankopplung Dome-Double 21 und Otoplastik-Geschlossen 20. Bei weiteren vergleichbaren Ohrankopplungen, wie beispielsweise beim Dome-Tulpe und Otoplastik-Vent ist zu beobachten, dass sich die Kurven charakteristisch sehr ähnlich waren. Deswegen ist allgemein davon auszugehen, dass sich die Übertragungsfunktionen der Domes in der Referenzkondition ähnlich verhalten würden, wie die Übertragungsfunktion der Otoplastiken. Eine weitere Analyse, welche ebenfalls dafür spricht, folgt bei der Betrachtung der REOIG.

Die nächste Analyse konzentriert sich auf die REOIG, welche in Abbildung 15 dargestellt

ist. Diese soll Aufschluss über die charakteristische Abdichtungswirkung bei der Referenzkondition und der Messkondition bei jeder einzelnen Otoplastik geben. Bei einem direkten Vergleich der beiden Konditionen zeigt sich, dass in der Messkondition die Abdichtungswirkung geringer ist. Die stärksten Leakage-Effekte sind bei der Otoplastik-Geschlossen mit einer Differenz von ca. 3 dB bei 125 kHz, sowie bei der Otoplastik-Nugget mit einer Differenz von ca. 4 dB bei 125 kHz zu beobachten. Diese Werte stammen aus der Betrachtung der gemittelten Kurven. Die Differenzen zeigen sich insbesondere im tieffrequenten Bereich bis 1 kHz. Dabei ist zu beobachten, dass die Differenzen mit steigender Frequenz geringer werden. Die gleichen Leckagen-Effekte waren auch bei der Otoplastik-Gehörschutz zu beobachten. Allerdings zeigte sich hierbei eine geringere Abdichtung im tieffrequenten Bereich. Dies könnte darauf hindeuten, dass der Sitz der Otoplastik nicht optimal war. Das Einsetzen des Ohrstückes gestaltete sich aufgrund der fehlenden Abstützzonen als schwierig. Diese Zonen sind wichtig, um einen optimalen Sitz der Otoplastik gewährleisten zu können.

Bei der Betrachtung der weiteren REOIG, siehe Abbildung 16, erfolgte eine detaillierte Analyse des allgemeinen Verlaufs der Kurven. Diese Daten bezogen sich auf die Darstellung der Ohrankopplung der Domes für die Messkondition. Es ist zu erkennen, dass im tieffrequenten Bereich bei allen Domes keine Dämpfung vorhanden war. Nur im hochfrequenten Bereich, etwa ab 1 kHz, zeigten sich Dämpfungen, abhängig von der Geschlossenheit der Domes. Auch hier konnte ein Vergleich zu den in Abbildung 4 gezeigten Grundlagen hergestellt werden. Des Weiteren konnte das allgemeine Verhalten der unterschiedlichen Ohrankopplungen durch den Vergleich der Dome-Daten mit den Daten der Otoplastiken bestätigt werden. Bei der Analyse der Übertragungsfunktionen zeigt sich ein sehr ähnlicher Verlauf. Insbesondere die Otoplastiken in den Varianten Geschlossen, Nugget und Gehörschutz weisen in der Messkondition einen vergleichbaren Verlauf auf, wie die Ohrankopplung des Dome-Double. Somit ist davon auszugehen, dass bei den Otoplastik-Daten eine Vergleichbarkeit der Audiogramm- und technischen Daten der Domes möglich ist.

Als nächstes erfolgte eine Differenzbetrachtung zwischen der Referenz- und der Messkondition der Übertragungsfunktionen zwischen Lautsprecher und Trommelfell. Die Daten sind in Abbildung 17 dargestellt. Hierbei zeigt sich in allen Abbildungen, dass bei der Referenzkondition ein geringer Pegel gemessen wurde, als in der Messkondition. Dies deutet darauf hin, dass in der Messkondition eine geringere Abdichtung vorhanden war, was auch auf das Vorliegen eines Vent-out-Effekts hinweist.

Des Weiteren ist während der Durchführung der Studie aufgefallen, dass obwohl die Otoplastiken erst ein Jahr alt waren, der Sitz bei der Ankopplung an das Ohr bei vielen Probanden augenscheinlich nicht optimal war. Es wurden bei fast allen Probanden kleinere Leckagen im Bereich der Haltezonen vorgefunden. Zudem wurden bei der Otoplastik-Gehörschutz aufgrund von Fehldrucken noch nachträglich Bohrungen provisorisch verschlossen. Auch bei diesen eben erwähnten Problematiken kann es im Verlauf der Studie zu Fehlern bei der optimalen Abdichtung gekommen sein.

Diese Gegebenheiten deuten darauf hin, dass die Ergebnisse lediglich einen begrenzten Umfang der Leakage-Effekte in der vorliegenden Analyse erfasst haben könnten. Dennoch lassen sich die folgende Erkenntnis aus den Daten im Hinblick auf den Alltag im Hörakustikgeschäft, im Bezug auf die Anpassung mit der In-Situ-Messung ziehen: Die während der In-Situ-Messung aufgezeichneten Leakage-Effekte sind umso stärker ausgeprägt, je geschlossener die Ohrankopplung gestaltet ist. Daher kann angenommen werden, dass dieser Leakage-Effekt bei offenen Versorgungen als vernachlässigbar betrachtet werden kann. Bei geschlossenen Ohrankopplungen hingegen ist definitiv mit einem Leakage-Effekt zu rechnen.

6 Fazit

Es kann festgehalten werden, dass die Erfassung des Leckagen-Effekts sowohl mit dem audiometrischen Verfahren, als auch mit dem technischen Verfahren während einer In-Situ-Messung möglich ist. Die Untersuchung der Leakage-Effekte in Bezug auf die Übertragungsfunktion zwischen Ex-Hörer und Trommelfell ergibt, dass es zu Dämpfungen im Tieffrequenzbereich kommt. Dabei zeigt sich, dass die Effekte einer zusätzlichen ungewollten Öffnung, wie sie durch einen Sondenschlauch verursacht wird, unterschiedlich stark bei den verschiedenen Varianten der Ohrankopplung ausfallen können. Bei der Analyse der Übertragungsfunktionen vom Ex-Hörer zum Trommelfell zeigt sich, dass der größte Leckagen-Effekt bei der Otoplastik-Nugget auftritt. Hier liegt die gemittelte Magnitude bei -8 dB bei 100 Hz. Mittelgroße Leckagen-Effekte zeigen sich mit einer gemittelte Magnitude von -5 dB bei der Otoplastik-Geschlossen und -4 dB bei der Otoplastik-Gehörschutz bei 100 Hz. Die geringsten Effekte sind bei der Otoplastik-Vent mit -1 dB bei 100 Hz zu verzeichnen. Diese Leckagen-Effekte beziehen sich vor allem auf den Tieftonbereich. Bei den Übertragungsfunktionen der REOIG zeigt sich eine ähnliche Effektreihenfolge der Otoplastiken. Jedoch geht es bei dieser Übertragungsfunktion um die Abdichtwirkung, die den gesamten Frequenzbereich betrifft. Es zeigt sich auch, dass die Domes ähnliche Verläufe bei den Übertragungsfunktionen aufweisen, wie die Otoplastiken, je nach vergleichbarer Ohrankopplung. Die Übertragungsfunktionen vom Ex-Hörer zum HG-Mikrofon Vorne zeigen die Rückkopplungspfade und stehen in einem starken Zusammenhang mit den Übertragungsfunktionen vom Lautsprecher zum Trommelfell. Auch bei diesen Übertragungsfunktionen weist die Otoplastik-Nugget den stärksten Leckagen-Effekt beim Rückkopplungspfad auf. Danach folgen die Otoplastik-Geschlossen und die Otoplastik-Gehörschutz. Den geringsten Effekt des Rückkopplungspfades weist die Otoplastik-Vent auf. Es zeigt sich, dass die Domes ähnliche Verläufe bei den Übertragungsfunktionen aufweisen, wie die Otoplastiken, je nach vergleichbarer Ohrankopplung.

Es kann somit davon ausgegangen werden, dass je geschlossener die Ankopplung gestaltet ist, desto ausgeprägter zeigen sich die Leckagen-Effekte. Dies betrifft insbesondere Ohrankopplungen wie Otoplastiken in den Varianten Geschlossen, Nugget und Gehörschutz. Bei den Domes sind insbesondere die Ohrankopplungen des Dome-Doube betroffen. So sollte das Wissen um die Auswirkung des Effektes beim Anpassprozess der Hörgeräte bei den soeben genannten Ohrankopplungen im Hinterkopf behalten werden. Bei Ohrankopplungen, die allgemein offener gestaltet sind, wie bei Otoplastiken mit Vents oder dem Dome-Offen, ist davon auszugehen, dass die Effekte als vernachlässigbar angesehen werden können. Ein weiterer Faktor bezieht sich auf die Länge der Abdichtzone. Dies zeigt sich vor allem im Vergleich von Otoplastik-Geschlossen mit längerer Abdichtzone zu Otoplastik-Nugget mit kürzerer Abdichtzone. Es ist zu beobachten, dass je länger die Abdichtzonen sind, desto weniger Streuung weisen die Kurven auf.

Dies hat zur Folge, dass in der Praxis während einer In-Situ-Messung im Fachgeschäft

bei voreingestelltem Hörgerät der versorgte Messpegel geringer erfasst wird, bedingt durch den damit einhergehenden Vent-Out-Effekt. So schleichen sich hier bereits Messfehler ein, und der Kunde bekommt eine höhere Verstärkung an sein Ohr, als er tatsächlich in seinem Alltag benötigt. Dieses Szenario zeigt ein extremes Beispiel, dennoch ist dies ein wichtiger Punkt, den die Ergebnisse aufzeigen. Bei der Betrachtung der gemittelten Kurven lässt sich annehmen, dass diese Effekte nicht so gravierend sind. Doch auch hier zeigt sich, dass die Individualität eine große Rolle spielen kann. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu umgehen, besteht darin, eine Modifikation an der Ohrankopplung vorzunehmen. Hierbei könnte eine Bohrung mit einem Durchmesser von 1,3 mm in die Ohrankopplung gesetzt werden, was genau 1 mm mehr entspricht, also dem gleichen Durchmesser wie der eines In-Situ-Sondenschlauches. Auf diese Weise kann der Sondenschlauch für die In-Situ-Messung durch diese Bohrung eingesetzt und anschließend wieder verschlossen werden. Diese Maßnahme trägt dazu bei, das Auftreten von Leckagen zwischen der Gehörgangswand und der Ohrankopplung zu verhindern.

Eine Erweiterung der Forschung könnte sich auf den Aspekt konzentrieren, um ein allgemeingültiges Konzept auf Basis der akustischen Masse zu entwickeln. Dadurch lassen sich die Auswirkungen der Leckage-Effekte für die jeweilige Ohrankopplung präziser vorhersagen. Bereits jetzt können Maßnahmen eingeleitet werden, um diese Messfehler zu minimieren, wie zum Beispiel die oben beschriebene Methode.

Literatur

- [1] E. Hörakustik, „Schritte zur optimalen In-situ-Messung (Sondenmikrofonmessung) Leitlinie 04-05,“ *Europäische Union der Hörakustiker e. V.*, 2017.
- [2] F. van Noort, O. Antoniuk und Y. Kilic, „Is the ” Observer Effect,, Present in Real Ear Measurement Practice ?“ *Hearingreview*, 2023.
- [3] H. Dillon, *Hearing Aids*. Thieme, 2012.
- [4] T. Hieke, *Okklusions- und Ankopplungseffekte für verschiedene Otoplastikdesigns*. 2021
- [5] U. Voogdt, *Otoplastik „Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräteversorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm“*. Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH, 2013.
- [6] U. Voogdt, „Okklusionseffekt und Vermeidungsstrategien,“ *Audio Infos*, 2011.
- [7] *Grundsatz 312-002*. Berlin: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. (DGUV), Nov. 2020.
- [8] J. Ulrich und E. Hoffmann, „Hörakustik 2.0 Theorie und Praxis,“ in DOZ Verlag Heidelberg, 2011, S. 1148.
- [9] P. H. Gustav Mueller, „Trends in Amplification,“ *The Hearing Journal*, S.37, 2001.
- [10] G. I. for Standardization e.V, *IEC 60118-8:2005*, Grundsatz, Berlin, Nov. 2005.
- [11] G. D. Jürgen Kießling Birger Kollmeier, „Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten,“ in Thieme, 2008.
- [12] A. Farina, „Simultaneous measurement of impulse response and distortion with a swept-sine technique,“ *108th AES Convention, Paris*, Feb. 2000.
- [13] P. Majak, P. Balazs und B. Laback, „Multiple Exponential Sweep Method for Fast Measurement of Head-Related Transfer Functions,“ *J. Audio Eng. Soc.*, 2007.
- [14] F. Hettler, „Akustische Rückkoppelneigung bei Hörgeräten für verschiedene Bauformen und Ankopplungen in Bezug zum Insertion-Gain,“ Magisterarb., Universität zu Lübeck, 2023.
- [15] *DIN EN ISO 8253-1*. Berlin: Beuth Verlag, Apr. 2011.
- [16] R. Heise, „Okklusions und Ankopplungseffekte für verschiedene Otoplastikdesigns,“ Technische Hochschule Lübeck, 2023.
- [17] J. Cubick, S. Caporali, D. Lelic u. a., *The Acoustics of Instant Ear Tips and Their Implications for Hearing-Aid Fitting*. American Auditory Society, 2022.

A Anhang

A.1 Verwendetes Equipment

Tabelle 2: Auflistung des für den Messaufbau verwendeten Equipments.

Bezeichnung	Modell	Seriennummer
Laptop	Lenovo	
Pistonphone	Brüel & Kjaer Type 4228	2060609
Ohrsimulator	Brüel & Kjaer 4157	
Matlab	R2024a v.24.1.0.2537033	
Response Box	Milli Key MH-5r1	-
Soundkarte	RME Fireface 802	23861608
Referenzmikrofon	Brüel und Kjaer Type 4190	2208702
Vorverstärker	Brüel und Kjaer Type 2669	26052554
Lautsprecher	GENELEC 8351A	8351AP61003826
In-Situ Mikrofone (Links) Referenz Mic	ER 7C Series B	B-1256
In-Situ Mikrofone (Rechts) Mess Mic	ER 7C Series B	B-1378
Stereophoner Kopfhörerverstärker	Lake People Phone-AMP G103 P MK II	G103P20581
4 Channel Microphone Power Supply	Type 2829	3262624
Bestandteile: Des Hörgeräte Dummy		
Breakout-Box (Adapter-Platine)	-	-
Hörgeräte Dummy	Bat & Cat BTE-RIC headset	-
Im HdO Hörgerät Gehäuse	Zwei MEMS-Mikrofone TDK ICS 40730	-
Ex-Hörer	Sonion E50D RIC	-

B Anamnesebogen



Anamnesebogen

Proband Nummer: _____

Versuchsleiter: Lea Hackenberg	Messdatum:
Messraum: G001	
Geburtsdatum:	Alter zum Messzeitpunkt: Jahre
Geschlecht: ☐ männlich ☐ weiblich	

1.	Einwilligungserklärung und Hygienekonzept	☐ Ja, unterschrieben	
2.	Aussetzung übermäßigen Lärmes in den letzten 24 Stunden?	☐ Ja	☐ Nein
3.	Ausgeruht und konzentrationsfähig?	☐ Ja	☐ Nein
4.	Durchführung der Otoskopie (TF mind. 50% frei)?	☐ Ja	☐ Nein
5.	Auffälligkeiten bei der Otoskopie:		

6.	Aufwandsentschädigung ausgefüllt unterschrieben (Name in Druckbuchstaben)	☐ Ja	☐ Nein
----	---	-----------------------------	-------------------------------

Cal_Check Nr:

Abbildung 22: Hier ist der Anamnesebogen dargestellt.

C Probandeninformation



Deutsches Hörgeräte Institut GmbH
Anschützstr. 1
23562 Lübeck
Tel.: 0451 305051 0
Fax: 0451 305051 99
info@dhi-online.de

Liebe Versuchsteilnehmenden,

Vielen Dank für Ihr Interesse an unserer Studie „Bestimmung des Einflusses einer In-Situ Messung auf das Übertragungsverhalten von Hörgeräten“. Der Studienleiter ist Dr. Florian Denk.

Bei dieser Studie sind keine Medikamenteneinnahmen oder andere invasive Maßnahmen erforderlich. Im Folgenden erhalten Sie von uns einige grundlegende Informationen zur Studie und den geplanten Messungen. Außerdem informieren wir Sie über den Umgang mit den erhobenen Daten. Als Aufwandsentschädigung erhalten Sie 7 Euro Anfahrtspauschale und 7 Euro für jede angefangene Stunde.

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Sie können jederzeit und ohne Angabe von Gründen Ihr Einverständnis zur Teilnahme zurücknehmen, ohne dass Ihnen hieraus irgendwelche Nachteile entstehen.

Studienziele

Im Rahmen dieser Studie wird der Effekt untersucht, der bei einer In-situ-Messung auftritt, wenn zusätzlich zur akustischen Ankopplung ein Sonden-Schlauch verwendet wird. Genauer gesagt handelt es sich um die kleinen Leckagen, die um die akustische Ankopplung herum entstehen.

Studienumfang und geplanter Ablauf

Die Studie wird von einem ausgebildeten Hörakustikmeister im Rahmen einer Bachelorarbeit an der Technischen Hochschule Lübeck im Auftrag der Deutschen Hörgeräte Institut GmbH durchgeführt.

Die Studie findet an einem Versuchstag über einen Zeitraum von 1,5 Stunden bis maximal zwei Stunden im Raum G001 der Deutschen Hörgeräte Institut GmbH in der Anschützstr. 1, 23562 Lübeck statt. Zu Beginn der Studie wird Ihr Ohr auf optische Auffälligkeiten überprüft. Zusätzlich findet eine Anamnese statt. Die eigentlichen Messungen bestehen aus zwei unterschiedlichen Erfassungsmethoden. Zum einen eine subjektive Methode, bei der Tonaudiogramme aufgenommen werden und einer objektiven Erfassung mit Hilfe einer InSitu-Messung, ähnlich wie beim Hörakustiker, mit derer die Auswirkungen und das Verhalten auf das Ohr festgehalten werden. In dieser Studie werden verschiedene Ankopplungen verwendet. Je nach Ankopplung wird eine oder zwei In-situ-Sonden genutzt. Bei den tonaudiometrischen Verfahren wird ein Reintonhörvermögen für mehrere Frequenzen bestimmt. Bei der Erfassung des akustischen Verhaltens des Ohres werden mehrere Exponential Sweeps hintereinander abgespielt. Zu hören ist ein Anstieg, sowie ein schneller Frequenzdurchlauf. Hierbei handelt es sich um eine nicht-invasive Studie und die abgespielten Pegel überschreiten nie die 75 dB SPL-Schwelle. Eine Gefährdung des Gehörs durch die Studie kann daher ausgeschlossen werden.

Abbildung 23: Hier ist die Probandeninformation dargestellt.

Datenschutzrechtliche Informationen

Für den Datenschutz ist nach Art. 4 Nr. 7 DSGVO die (natürliche oder juristische) rechtsfähige Person, die allein oder gemeinsam mit anderen über die Zwecke und Mittel der Verarbeitung personenbezogener Daten bestimmt, was in diesem Fall die Universität zu Lübeck ist. Die Datenerhebung erfolgt zum Zweck des oben genannten Studienziels durch die durchführende Person der Studie. Die personenbezogenen Daten wie der Name, die Adresse usw. werden streng vertraulich und nach gesetzlichen Bestimmungen behandelt.

Die Erhebung der in dieser Studie erzielten Daten über Ihr Gehör (Sprachverstehen, Hörfähigkeit bei psychoakustischen Experimenten) erfolgt vollständig pseudonymisiert¹. Dies bedeutet, dass die Messdaten nicht mit ihrem Klarnamen gespeichert werden, sondern mit einem Pseudonym, in den meisten Fällen einer Nummern-Buchstabenkombination, die nicht mit Ihrem Namen in Verbindung steht. Lediglich eine einzige Liste (die Code-Liste) existiert, aus der die Zuweisung Name-Pseudonym hervorgeht. Diese Liste wird separat und speziell gesichert abgelegt. Die Weitergabe, Speicherung und Auswertung der pseudonymisierten Daten erfolgt an die Studienleiter oder andere in Kooperation beteiligte Wissenschaftler zur wissenschaftlichen Auswertung. Die pseudonymisierten Daten werden mindestens 10 Jahre gespeichert. Dies dient der Rückverfolgung der Daten innerhalb des Instituts für Forschungszwecke und zur möglichen Kontaktaufnahme für weitere Studien. Sie können allerdings, wenn immer Sie dies möchten, die Löschung der von Ihnen erhobenen Daten verlangen.

Wenn Sie eine Rückmeldung nach der Studie erhalten möchten, so ist dies möglich. Wenden Sie sich dazu bitte an den Studiendurchführenden oder verwenden Sie die angegebenen Kontaktdaten.

¹ Pseudonymisierung: „die Verarbeitung personenbezogener Daten in einer Weise, in der die Daten ohne Hinzuziehung zusätzlicher Informationen nicht mehr einer spezifischen betroffenen Person zugeordnet werden können, sofern diese zusätzlichen Informationen gesondert aufbewahrt werden und technischen und organisatorischen Maßnahmen unterliegen, die gewährleisten, dass die Daten keiner betroffenen Person zugewiesen werden können;“ BDSG §45 Absatz 5

² Anonymisierung: „...Informationen, die sich nicht auf eine identifizierte oder identifizierbare natürliche Person beziehen, oder personen-bezogene Daten, die in einer Weise anonymisiert worden sind, dass die betroffene Person nicht oder nicht mehr identifiziert werden kann.“ Verordnung (EU) 2016/679 (26)

Abbildung 24: Hier ist die Datenschutzerklärung dargestellt.



Deutsches Hörgeräte Institut GmbH
Anschützstr. 1
23562 Lübeck
Tel.: 0451 305051 0
Fax: 0451 305051 99
info@dhi-online.de

Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der Studie

„Bestimmung des Einflusses einer
In-Situ Messung auf das
Übertragungsverhalten von
Hörgeräten“

- Ich bestätige hiermit, dass die im Rahmen der Studie erhobenen Daten und Studienbefunde auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet werden und anonymisiert für wissenschaftliche oder historische Forschungszwecke verwendet werden.
- Ich erkläre mich hiermit einverstanden, dass meine erhobenen Daten in anonymisierter Form für Publikationszwecke in wissenschaftlichen Zeitschriften sowie auf Konferenzen präsentiert werden.
- Ich versichere hiermit, dass ich freiwillig an dieser Studie teilnehme, wobei mir vorbehalten ist, meine Mitwirkung jederzeit ohne Angabe von Gründen zu beenden. In diesem Fall werde ich für meine Teilnahme anteilig bezahlt.
- Ich habe eine schriftliche Information zur oben genannten Studie und die zutreffende Erklärung zum Datenschutz erhalten, gelesen und verstanden. Ich wurde über den Inhalt, die Vorgehensweise sowie die Risiken der Studie ausführlich und in verständlicher Form aufgeklärt. Meine Fragen wurden ausreichend beantwortet. Ich hatte genügend Zeit, mich gegen eine Teilnahme an der Studie zu entscheiden und willige hiermit in diese ein.

Lübeck, den _____

Teilnehmer/in

Unterschrift

Studiendurchführende/r

Die Einwilligung kann jederzeit widerrufen werden. Jedoch werden Verarbeitungen der Daten bis zum Widerruf der Einwilligung nicht berührt.

Eine Einsicht der temporär pseudonymisierten und später anonymisierten Daten ist für die betroffene Person auf schriftlichen Antrag an das Unternehmen jederzeit möglich. Eine Kopie der Einwilligungserklärung kann jederzeit durch die betroffene Person eingefordert werden.

Sollte Einwilligung verweigert werden, so ist der Termin zur Studie abzuberechnen

FB501, V007, gültig ab: 04.09.2023

Seite 3 von 3

Abbildung 25: Hier ist die Einwilligungserklärung dargestellt.

D Übersicht zur Messreihenfolge der Otoplastiken

Geschlossen Vent Nugget Gehörschutz

REUR !!!!!

A

1. A Ref	2. T Ref	1. Wdh
3. A Mess	4. T Mess	
5. A Mess	6. T Mess	2. Wdh
7. A Ref	8. T Ref	
9. A Ref	10. T Ref	3. Wdh
11. A Mess	12. T Mess	

Abbildung 26: Die Messreihenfolge der Otoplastiken der Gruppe A.

Geschlossen Vent Nugget Gehörschutz

REUR !!!!!

B

1. A Mess	2. T Mess	1. Wdh
3. A Ref	4. T Ref	
5. A Ref	6. T Ref	2. Wdh
7. A Mess	8. T Mess	
9. A Mess	10. T Mess	3. Wdh
11. A Ref	12. T Ref	

Abbildung 27: Die Messreihenfolge der Otoplastiken der Gruppe B.

E Übersicht zur Messreihenfolge der Domes

Offen Double Tulpe

REUR !!!!!

A

1. A Ref	2. T Ref	1. Wdh
3. A Mess	4. T Mess	
5. A Mess	6. T Mess	2. Wdh
7. A Ref	8. T Ref	
9. A Ref	10. T Ref	3. Wdh
11. A Mess	12. T Mess	

Abbildung 28: Die Messreihenfolge der Domes der Gruppe A.

Offen Double Tulpe

REUR !!!!!

B

1. A Mess	2. T Mess	1. Wdh
3. A Ref	4. T Ref	
5. A Ref	6. T Ref	2. Wdh
7. A Mess	8. T Mess	
9. A Mess	10. T Mess	3. Wdh
11. A Ref	12. T Ref	

Abbildung 29: Die Messreihenfolge der Otoplastiken der Gruppe B.

F Rohdaten

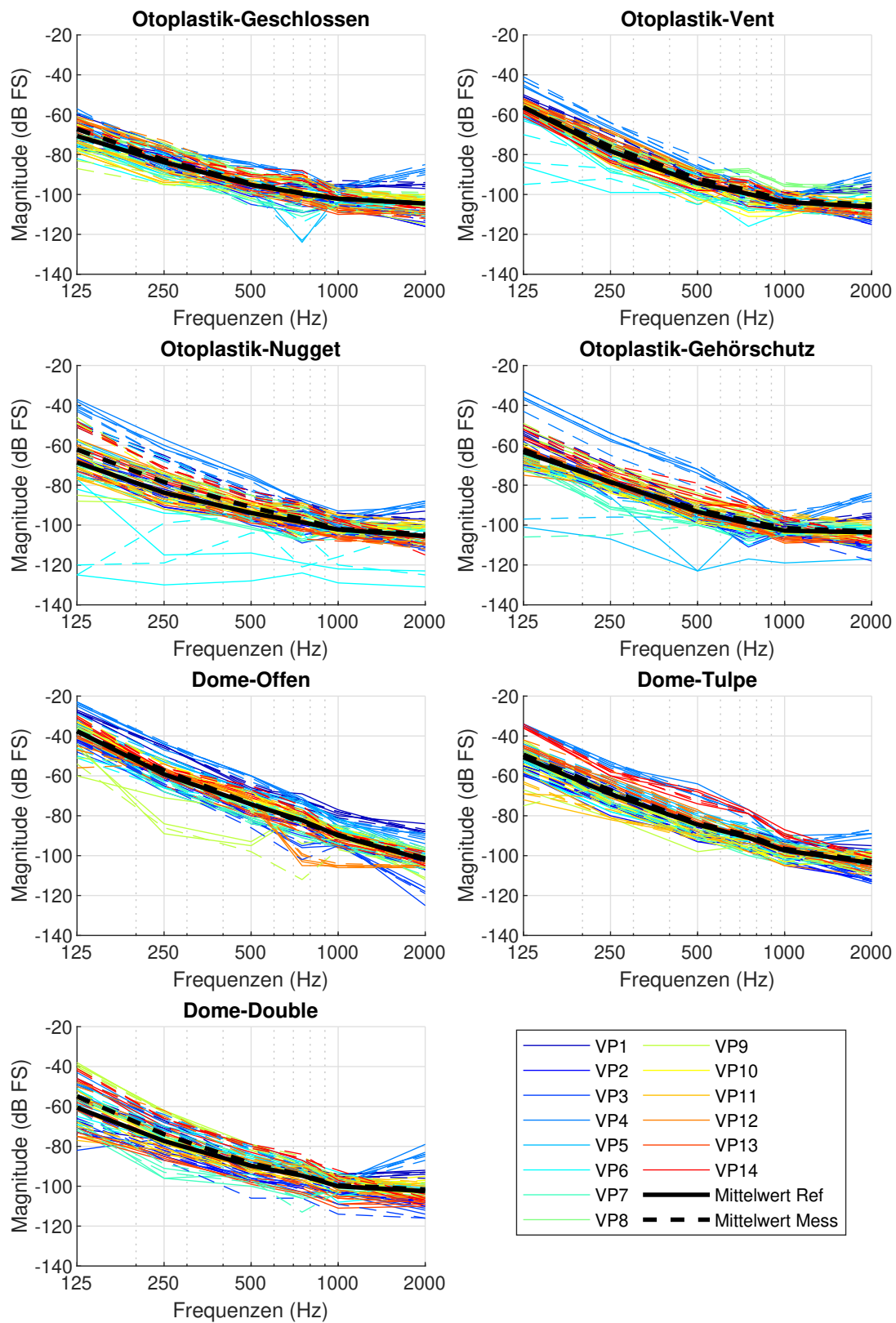


Abbildung 30: Rohdaten der Audiogramme.

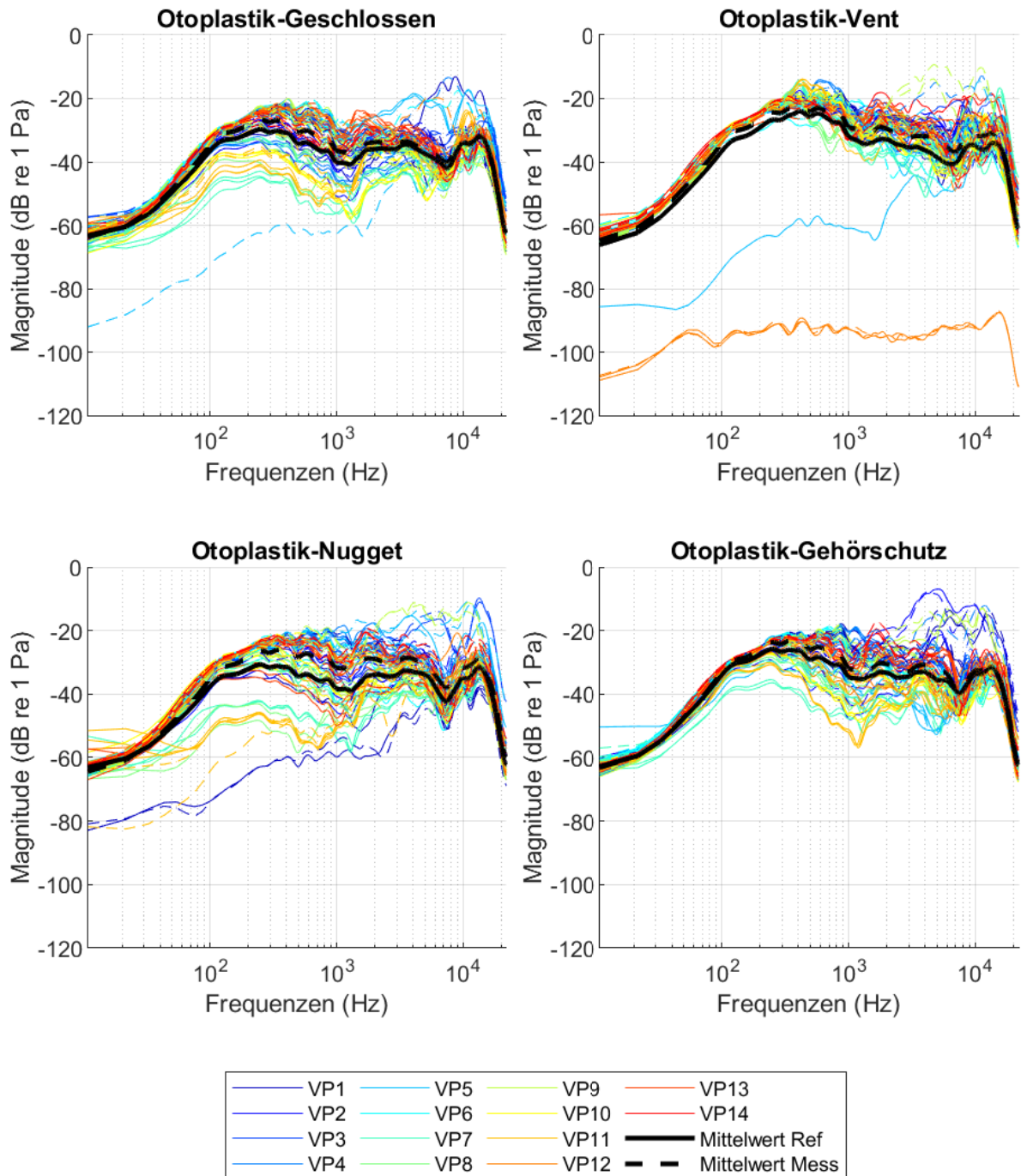


Abbildung 31: Rohdaten der Übertragungsfunktionen Lautsprecher zu Trommelfell.

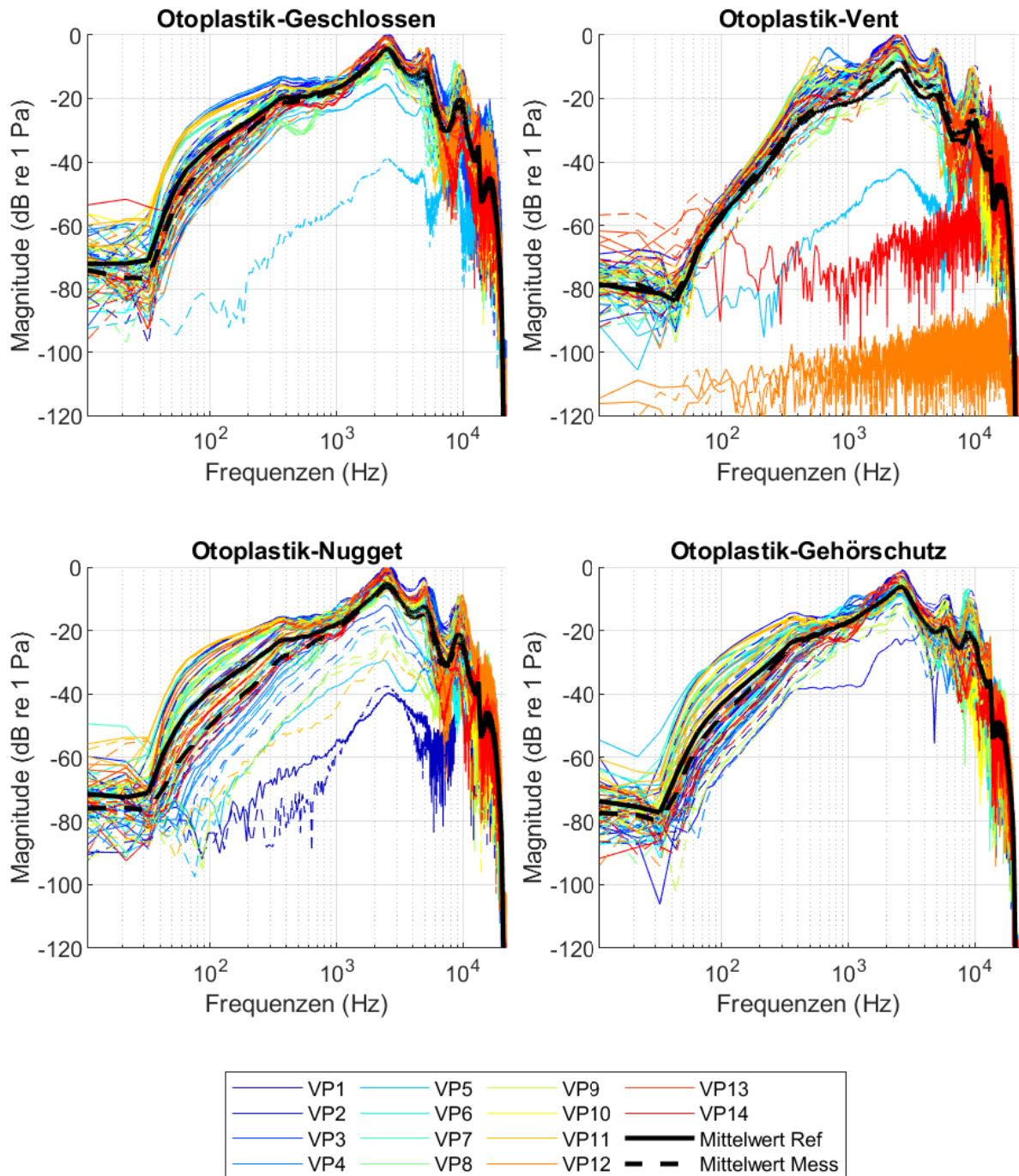


Abbildung 32: Rohdaten der Übertragungsfunktionen Ex-Hörer zu Trommelfell.

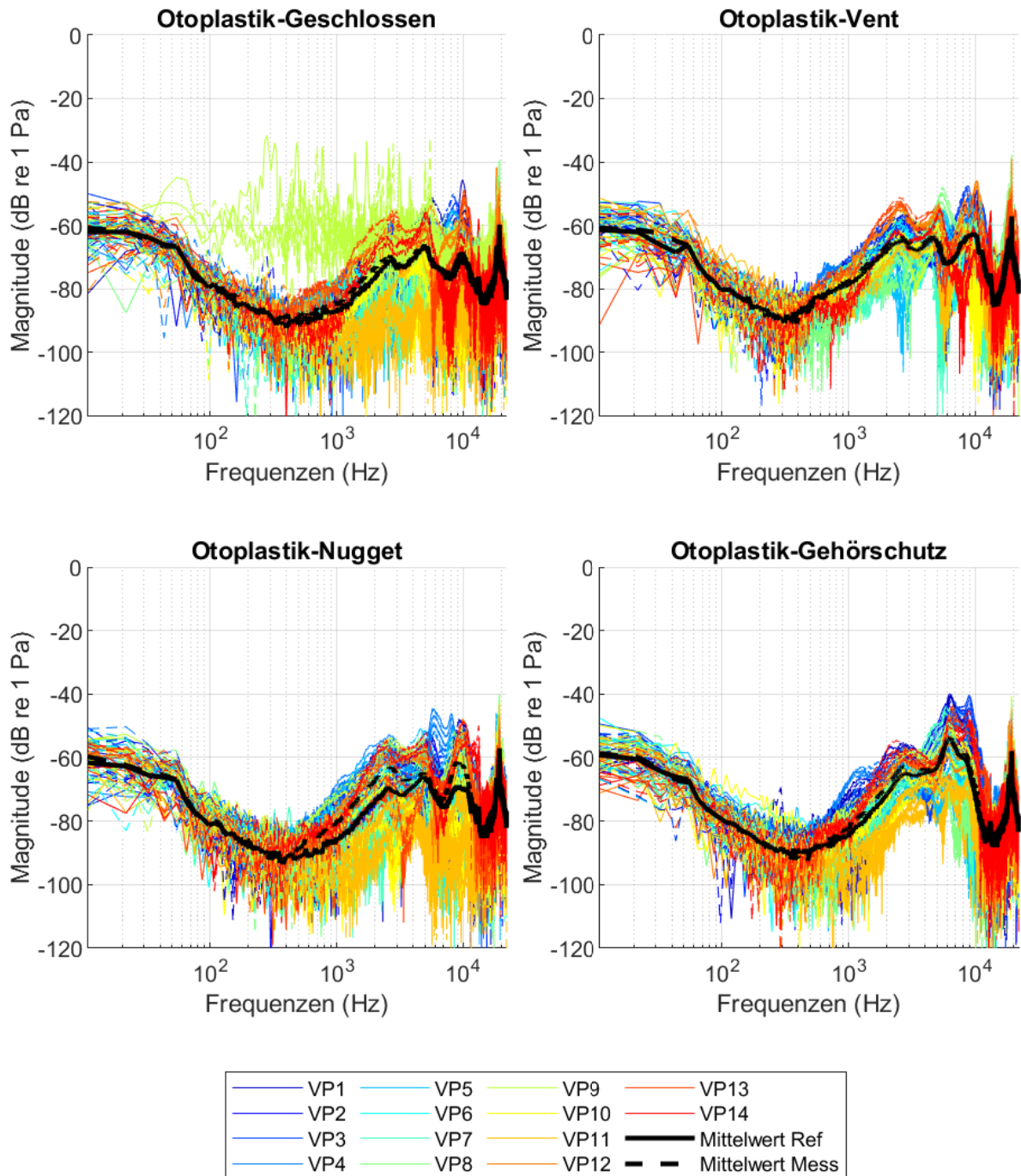


Abbildung 33: Rohdaten der Übertragungsfunktionen Ex-Hörer zu HG-Mikrofon Vorne.