

EUROPÄISCHE UNION DER HÖRAKUSTIKER e. V.

Förderpreis 2022

**Okklusions- und Ankopplungseffekte für
verschiedene Otoplastikdesigns**
(Occlusion effects and related coupling effects
of different earmould designs)

Bachelorarbeit

Verfasser: Thomas Hieke

Erstprüfer: Dr. rer. nat. Florian Denk

Zweitprüfer: Prof. Dr.-Ing. Markus Kallinger

Datum der Abgabe: 14. Juni 2021

EUHA

Europäische Union der
Hörakustiker e.V.

Bachelorarbeit im Studiengang Hörakustik
Technische Hochschule Lübeck

Herausgeber: Europäische Union der Hörakustiker e. V.
Saarstraße 52, 55122 Mainz, Deutschland
Tel. +49 (0)6131 28 30-0
Fax +49 (0)6131 28 30-30
E-Mail: info@euha.org
Internet: www.euha.org

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

© EUHA 2022

Zusammenfassung

Der Okklusionseffekt tritt bei einem Verschluss des Gehörgangs auf und ist durch eine objektiv messbare Erhöhung des Schalldruckpegels im verschlossenen Gehörgang für körpereigene Geräusche charakterisiert, was unter anderem zu einer verfremdeten Wahrnehmung der eigenen Stimme führt.

Somit ist der Okklusionseffekt auch in der modernen Hörsystemversorgung ein ständig präsenter Aspekt in Bezug auf den Tragekomfort eines Hörsystems. Eine Regulierung erfolgt meist mit Ventilationsbohrungen, die mit großen Durchmessern bzw. reduzierter Länge zu einer Verbesserung des wahrgenommenen Okklusionseffekts führen. Daraus resultiert jedoch meist eine Verschlechterung von weiteren Ankopplungseigenschaften des Hörsystems, wie Direktschalldämmung, Wiedergabebandbreite und Rückkopplungsneigung. Zur Klassifizierung von Belüftungsbohrungen hat sich deren akustische Masse als geeigneter Parameter herausgestellt, mit dem sich in erster Näherung auch die weiteren Ankopplungseigenschaften der Otoplastik gut beschreiben lassen. Gleichzeitig existieren in der Gestaltung von Otoplastiken noch weitere Strategien zur Reduktion des Okklusionseffekts, deren Auswirkungen auf die Übertragungseigenschaften des Hörsystems bisher weitgehend unbekannt sind.

Im Rahmen dieser Studie soll untersucht werden, ob eine Reduzierung des Okklusionseffekts mittels speziellen Otoplastikdesigns möglich ist, ohne dabei die genannten Ankopplungseigenschaften nachteilig zu beeinflussen. Hierzu wurden sechs verschiedene Otoplastikdesigns mit unterschiedlichen Abdichtzonen und Formgebungen des Gehörgangzapfens ausgewählt und anschließend in diversen Ventkonfigurationen, unter Berücksichtigung der akustischen Masse, für insgesamt zehn Versuchspersonen angefertigt. Im Rahmen von Probandenmessungen wurde dann der subjektive, und mittels In-Situ-Messungen der objektive Okklusionseffekt, sowie die jeweilige Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung des einzelnen Otoplastikdesigns ermittelt. Die erhobenen Daten ermöglichen so eine umfangreiche objektive Charakterisierung und einen Vergleich der verschiedenen Otoplastikdesigns. Hierbei wird insbesondere diskutiert, ob die akustische Masse der Belüftungsbohrung eine hinreichend gute Erklärung der Ankopplungseigenschaften darstellt und durch welche Gestaltungsmöglichkeiten von Otoplastiken, die Reduzierung des Okklusionseffekts ermöglicht wird, ohne sich dabei nachteilig auf die restlichen Übertragungseigenschaften in der akustischen Ankopplung auszuwirken.

Abstract

The occlusion effect is described as an objectively measurable buildup of sound pressure in the occluded auditory canal due to the blocking of the external ear, which leads to unnatural perception of the own voice.

Therefore, the occlusion effect is still one of the major reasons for wearing-related discomfort in modern hearing aid fitting. One approach which is often used to minimize the occlusion effect is to use ventilation openings with large diameters or short lengths. But this strategy often results in deterioration of other acoustic coupling characteristics, such as the attenuation of direct sound, the maximum insertion gain or feedback tendency of the hearing aid. One way to determine ventilation openings is by the acoustic mass of the air column inside of the vent. With the acoustic mass it is also possible to approximately determine the other acoustic characteristics of hearing aids. Besides, there are other strategies to reduce occlusion effects in the design of earmolds, but the effect on hearing aid transmission is rather unknown.

In the context of this study, I shall evaluate if there is a way to reduce the occlusion effect by special earmold designs without affecting other acoustic characteristics. To this end, I selected six special designs providing different earmold-tip-styles and seal-types of the auditory canal. Based on these special designs, earmolds with various vent-configurations were manufactured, considering the acoustic mass of the individual ventilation openings. On the basis of subject measurement, the subjective occlusion effect was determined, as the objective occlusion effect was determined by means of real-ear measurement. The resulting data can be used for a substantially objective definition and comparison of the designs.

In particular, I shall discuss if acoustic coupling characteristics can be determined based on the acoustic mass of the vents, and also which design attributes of earmolds have the most potential in reducing the occlusion effect without having negative effects on additional acoustic transmission properties.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	1
1 Einleitung	2
2 Grundlagen.....	5
2.1 Okklusionseffekt.....	5
2.1.1 Objektiver Okklusionseffekt.....	5
2.1.2 Subjektiver Okklusionseffekt.....	6
2.1.3 Gegenmaßnahmen bei der Hörsystemversorgung.....	7
2.2 REM (real-ear measurement).....	10
2.3 Messung von Übertragungsfunktionen	11
2.3.1 DFT (Diskrete Fourier-Transformation).....	12
2.3.2 Multiple Exponential Sweep Method	13
2.3.3 Frequenz aufgelöste Pegelmessung.....	15
3 Methoden.....	16
3.1 Probanden.....	16
3.2 Abformung	16
3.3 Otoplastikdesigns und Fertigung	20
3.3.1 Grunddesign.....	20
3.3.2 Ventilationsbohrungen	21
3.3.3 Rohlingsherstellung und Nachbearbeitung.....	22
3.3.4 Otoplastikdesigns	25
3.4 Messaufbau und Messtechnik	29
3.5 Kalibrierung.....	33
3.6 Validierung	34
3.7 Durchführung.....	37
3.8 Vorverarbeitung der Messdaten.....	38
3.9 Berechnung von Performancemaßen	41
3.9.1 Okklusionseffekt mit Vokalisation.....	41
3.9.2 Okklusionseffekt mit Knochenleitung.....	42

3.9.3	Subjektiver Okklusionseffekt.....	42
3.9.4	Wiedergabebandbreite	43
3.9.5	Direktschalldämmung	43
3.9.6	Rückkopplungsneigung	44
4	Ergebnisse	45
4.1	Okklusionseffekt mit Vokalisation.....	45
4.2	Okklusionseffekt mit Knochenleitungshörer	48
4.3	Subjektiver Okklusionseffekt.....	51
4.4	Wiedergabebandbreite	53
4.5	Direktschalldämmung	56
4.6	Rückkopplungsneigung	59
4.7	Korrelationen	61
4.7.1	Objektiver/Subjektiver Okklusionseffekt	61
4.7.2	Akustische Masse	64
5	Diskussion.....	74
5.1	Ermittlung des Okklusionseffekts.....	74
5.2	Akustische Masse	78
5.3	Otoplastikdesigns	82
	Literaturverzeichnis	90
	Anhang	I

Abkürzungsverzeichnis

dB	Dezibel
DFT	Diskrete Fourier-Transformation
HdO	Hinter-dem-Ohr-Hörsystem
HL	hearing level
HV	Hörverlust
ID-Nr.	Identifikationsnummer
IdO	Im-Ohr-Hörsystem
ISTS	International Speech Test Signal
REAG	Real Ear Aided Gain
REAR	Real Ear Aided Response
REIG	Real Ear Insertion Gain
REM	real-ear measurement
REOG	Real Ear Occluded Gain
REOR	Real Ear Occluded Response
REUG	Real Ear Unaided Gain
REUR	Real Ear Unaided Response
SE	Secret-Ear
SNR	signal-to-noise ratio
SPL	sound pressure level
TF	Trommelfell

1 Einleitung

In der modernen Hörsystemversorgung findet eine immer schneller werdende Entwicklung statt. Durch Miniaturisierung und Digitalisierung erlebte auch die Hörsystemindustrie einen regelrechten Innovationsschub. Drahtlos vernetzte Hörsysteme mit Internetanbindung, Cloud Computing und Lithium-Ionen-Akku Technologie sind nur wenige Beispiele dafür, was heute bereits technologisch möglich ist (Popelka und Moore, 2016). Ein wichtiger Aspekt hat sich bisher allerdings nur wenig verändert oder weiterentwickelt: Die akustische Ankopplung von Hinter-dem-Ohr-Hörsystemen (HdOs), welche nach wie vor den größten Teil des Marktes ausmachen (Kinkel, 2016). Hier bleiben, unabhängig von HdO-Unterkategorien wie Dünnschlauch oder Ex-Hörer, grob unterteilt nur zwei Möglichkeiten der Ankopplung an das Ohr: Zum einen die Pauschallösung, wie zum Beispiel Schirmchen (auch Dome oder Olive genannt) die nur in seltenen Fällen den Anforderungen einer Hörsystemanpassung gerecht werden (Voogdt, 2013, S. 96-97). Zum anderen die maßgefertigte Individualotoplastik, die vor allem im Hinblick auf Passgenauigkeit und die vielen Möglichkeiten der Individualisierung, potenziell eine Optimallösung der akustischen Ankopplung von modernen Hörsystemen darstellt (Bayer, 2020). Doch kommt es trotz technologisch ausgereifter Hörsysteme und maßgefertigter Individualotoplastiken immer noch zu unangenehmen Empfindungen durch Hörsystemträger, vor allem in Bezug auf die Wahrnehmung der eigenen Stimme, was schließlich zu vermindertem Trageverhalten oder gar einer totalen Ablehnung des Hörsystems führt (McCormack und Fortnum, 2013). Einen möglichen Grund für die charakteristische Veränderung in der Wahrnehmung der eigenen Stimme durch Otoplastiken greift Hansen (1997) anhand der ursprünglichen Erkenntnisse von Békésy (1932) wieder auf – den Okklusionseffekt.

Dieser Effekt ist bei einem Verschluss des Gehörgangs zu beobachten und führt in erster Linie zur verfremdeten Wahrnehmung von körpereigenen Geräuschen durch den Hörsystemträger, hauptsächlich im tieffrequenten Bereich. Der Okklusionseffekt wird unter anderem auch als Ursache für den Rückgang von Im-Ohr-Hörsystem (IdO)-Versorgungen verantwortlich gemacht (Voogdt, 2013, S. 68), da bei dieser Art von Hörsystem in der Regel bereits bauartbedingt eine hochgradige Okklusion (Verschluss) des Gehörgangs vorliegt. Laut Kießling et al. (2005) gehören Beschwerden in der Hörsystemanpassung, die auf den Okklusionseffekt zurückzuführen sind, zur täglichen Routine von Hörakustikern.

Eine Möglichkeit zur Verringerung des Okklusionseffekts, die in Ihren Grundsätzen schon sehr lange bekannt ist, sind spezielle Designs von Otoplastiken, die meist den Gehörgangzapfen betreffen. So wird durch eine bestimmte Zapfenlänge und ein daraus resultierender veränderter Sitz der Otoplastik im Gehörgang, zur Verringerung der Übertragung von körpereigenem Schall erreicht (Zwislocki, 1953; Killion et al., 1988). Eine weitere Methode stellen spezielle Formgebungen von Gehörgangzapfen dar. So wurden in einer Studie von Blau et al. (2008) bereits spezielle Oberflächenprofile untersucht, die einen wesentlichen Einfluss auf die resultierenden Abdichtzonen des Zapfens haben und signifikante Auswirkungen auf den erzeugten Okklusionseffekt zeigten. Weiterhin existieren Designentwürfe mit markanten Aussparungen in bestimmten Bereichen des Zapfens, die ebenfalls durch Verlagerung von Abdichtzonen maßgeblich zur Reduktion des Okklusionseffekts beitragen (Bayer, 2002). Allerdings bleibt bei der Beschreibung von den genannten Möglichkeiten der Gestaltung des Zapfens der Einfluss auf weitere Ankopplungseffekte, wie die Wiedergabebandbreite des Hörsystems, dessen Rückkopplungsneigung und die Direktschalldämmung weitgehend ungeklärt. Dagegen geht aus der Literatur eine große Abhängigkeit zu den jeweils verwendeten Belüftungsbohrungen hervor, welche wiederum eine ganz eigene und häufig anzutreffende Strategie zur Verringerung des Okklusionseffekts darstellen.

Belüftungsbohrungen, auch Ventilationsbohrungen (kurz: Vents) genannt, verlaufen innerhalb des Otoplastikzapfens parallel zum Schallkanal und stellen eine Öffnung des Gehörgangsrestvolumens dar. Über diesen Kanal können dann körpereigene Schallanteile aus dem Gehörgang abgeleitet werden (Mueller et al., 1996). Hierbei gilt die akustische Masse der Ventilationsbohrung als entscheidendes Maß für die Transmission von Schall und dementsprechend auch für die Evaluation von Vents und deren Wirkungsbereich. Allerdings reduzieren Ventilationsbohrungen nicht nur ungewollte Schallanteile, sondern begünstigen auch eine Übertragung von verstärktem Nutzschall nach außen sowie eine gesteigerte Aufnahme von Direktschall aus dem Umfeld des Hörsystemträgers. Die Verwendung von Vents führt somit innerhalb einer gewissen Dimensionierung unweigerlich zu einer Verringerung der maximal möglichen Verstärkung, einem gesteigerten Rückkopplungsrisiko und zu einer vermehrten Interaktion zwischen direktem und verstärktem Schall innerhalb des Gehörgangsrestvolumens (Kuk und Keenan, 2006). Jedoch bleibt der Einfluss des Zapfendesigns bei den einzelnen in der Literatur betrachteten Ventkonfigurationen und den daraus resultierenden Unterschieden in deren akustischen Masse weitgehend ungeklärt.

Aus diesem Grund wird in der folgenden Studie für verschiedene Otoplastikdesigns und Ventkonfigurationen eine objektive Untersuchung des Okklusionseffekts unter Berücksichtigung von Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung durchgeführt.

Dabei soll geklärt werden, ob die akustische Masse bzw. die Öffnung des Gehörgangs über Ventilationsbohrungen unabhängig vom Zapfendesign das wesentliche Merkmal für alle Ankopplungseffekte ist. Weiterhin wird ermittelt, ob und in welchem Ausmaß eine Verringerung des Okklusionseffekts mit speziellen Zapfendesigns möglich ist, ohne dabei die weiteren Eigenschaften der akustischen Ankopplung nachteilig zu beeinflussen, bzw. weniger als dies mit einem Standard-Zapfen und entsprechend großer Belüftungsbohrung der Fall wäre.

Die gesammelten Daten erlauben eine umfangreiche Charakterisierung der akustischen Eigenschaften von verschiedenen gängigen und neuen Otoplastikdesigns und können somit direkt auf die Praxis der Hörsystemanpassung angewendet werden.

2 Grundlagen

2.1 Okklusionseffekt

Unter dem Okklusionseffekt werden im Wesentlichen Effekte zusammengefasst, die bei einem Verschluss (Okklusion) des Gehörgangs zu beobachten sind. Da eine Hörsystemversorgung immer mit einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Okklusion des Gehörgangs einhergeht, wird der Okklusionseffekt als häufige Ursache für Probleme in der Praxis der Hörsystemanpassung, vor allem hinsichtlich des Tragegefühls bzw. der Wahrnehmung der eigenen Stimme, angeführt (Blau et al., 2008; Kießling et al., 2005). Da der Okklusionseffekt hauptsächlich in einem Frequenzbereich unter 1 kHz zu beobachten ist, sind überwiegend Hörverluste mit Tieftönhörschwellen unter 50 Dezibel (dB) hearing level (HL) betroffen (Dillon, 2012, S. 140), welche laut einer nicht veröffentlichten Studie von Laureyns über die Hälfte aller Hörsystemversorgungen ausmachen (Kießling et al., 2005). Eine Unterscheidung findet dabei zwischen objektivem und subjektivem Okklusionseffekt statt (Winkler et al., 2016; Blau et al., 2008; Kießling et al., 2005).

2.1.1 Objektiver Okklusionseffekt

Der objektive Okklusionseffekt beschreibt eine Erhöhung des Schalldruckpegels im okkludierten Gehörgang von bis zu 30 dB im Vergleich zum offenen Ohr (Hansen, 1997). Dabei ist der objektive Okklusionseffekt ausschließlich im tieffrequenten Bereich unter 1 kHz messbar, mit flach verlaufendem Maximum zwischen 80 und 500 Hz (Carle et al., 2002). Die Ursache dieses Pegelanstiegs liegt in der Übertragung von hauptsächlich tieffrequenten Anteilen des körpereigenen Schalls, insbesondere der eigenen Stimme, an das Gehörgangsrestvolumen des okkludierten Ohres. Diese werden beim Sprechen über den schwingenden Zungenrund per Knochenleitung an den Unterkieferkiefers und dessen Gelenkkopf übertragen. Aufgrund der anatomischen Lage des Unterkiefergelenkkopfs in unmittelbarer Nähe der ersten Gehörgangskrümmung erfolgt die Übertragung an den knorpeligen Teil des Gehörgangs. Über diesen werden die tieffrequenten Schallanteile der eigenen Stimme an das Gehörgangsrestvolumen vor dem Trommelfell (TF) übertragen (Voogdt, 2013, S. 68-69). Dieser Vorgang findet unabhängig von einer Okklusion des Gehörgangs immer statt. Allerdings ist im Falle eines okkludierten Gehörgangs eine Ausbreitung der Schallanteile zur Gehörgangsöffnung und dementsprechend nach außen

hin nicht mehr möglich. Dadurch kommt es zu Reflexionen am okkludierenden Objekt und somit zu einem tieffrequentem Pegelanstieg vor dem TF (Hansen, 1997). Dieser Pegelanstieg im verschlossenen Gehörgang kann objektiv mittels real-ear measurement (REM) ermittelt werden. Als geeignete Stimuli haben sich hierbei Sinussignale über den Knochenleitungshörer (Fagelson und Martin, 1998) und Vokalisation durch den Probanden erwiesen (Winkler et al., 2016).

Weiterhin sind bei einer Okklusion des Gehörgangs, auch mittels Audiometrie, Veränderungen der Knochenleitungshörschwelle zu beobachten. Dabei findet meist eine Verschiebung der Hörschwelle zu niedrigeren Pegeln statt, da bedingt durch den objektiven Okklusionseffekt eine vermehrte Übertragung von tieffrequenten Schallanteilen an das Innenohr begünstigt wird. Somit führt eine geringere Intensität des Testsignals zur gleichen Reizschwelle des Probanden (Fagelson und Martin, 1998).

2.1.2 Subjektiver Okklusionseffekt

Die subjektive Komponente des Okklusionseffekts beschreibt u. a. die veränderte Wahrnehmung von körpereigenem Schall, wie z. B. der eigenen Stimme, die oftmals perceptiv als unnatürlich laut oder dröhnend beschrieben wird (Winkler et al., 2016). In der Literatur findet sich zum empfundenen Klang des Hörsystemträgers sehr häufig eine identische Beschreibung, die der Raumakustik innerhalb eines Fasses entspricht (Borges et al., 2014; Jespersen und Groth, 2004; Kießling et al., 2005; Kuk, Keenan und Lau, 2005; Mueller et al., 1996). Zur Ermittlung des subjektiven Okklusionseffekts wird deshalb oft die Bewertung durch den Hörsystemträger insbesondere in Bezug auf den natürlichen Klang der eigenen Stimme herangezogen, beispielsweise mithilfe von Bewertungsskalen. Hierbei ist die Korrelation zum objektiven Okklusionseffekt laut Literatur nur schwach bis mäßig vorhanden, weshalb sich dieser nur bedingt für Rückschlüsse auf die daraus resultierende Wahrnehmung eignet (Kießling et al., 2005). In diesem Kontext weisen auch Kuk, Keenan und Lau (2005) auf einen schwachen Zusammenhang zwischen subjektivem und objektivem Okklusionseffekt hin.

2.1.3 Gegenmaßnahmen bei der Hörsystemversorgung

In der Literatur wird bereits durch Zwislocki (1953) ein signifikanter Einfluss der Lage eines okkludierenden Objekts im Gehörgang auf den Grad des resultierenden Okklusionseffekts beschrieben. Ein Modell von Stenfelt und Reinfeldt (2007) zeigt, dass flache Okklusion, die sich durch die Platzierung eines Okklusionsobjektes im lateralen Gehörgangsbereich auszeichnet, zu einer Maximierung des Okklusionseffekts führt. Dagegen bewirkt tiefe Okklusion im weitreichend medialen Bereich und damit dem knöchernen Teil des Gehörgangs eine Reduktion des Okklusionseffekts (Zwislocki, 1953). Der Grund hierfür liegt in der zuvor beschriebenen Ursache des objektiven Okklusionseffekts. Durch tiefe Okklusion bis in den knöchernen Teil des Gehörgangs wird der hauptsächlich für die Übertragung von tieffrequenten Schallanteilen verantwortliche knorpelige Teil vom knöchernen Teil isoliert und die Übertragung von körpereigenem Schall reduziert, was zu einer Verringerung des Okklusionseffekts führt. Diese Erkenntnis wird in der Hörsystemanpassung mittels Anpassungen am Gehörgangzapfen der Otoplastiken umgesetzt. Hierbei wird die Länge des Zapfens so dimensioniert, dass dieser bis in den knöchernen Gehörgangsteil hineinreicht und in diesem Bereich eine ausgeprägte mediale Abdichtzone aufweist (Killion et al., 1988). Die tiefe Platzierung von Otoplastiken oder IdOs im Gehörgang mit ausgeprägter mediale Dichtzone kann sich allerdings nachteilig auf den Tragekomfort des Hörsystemträgers auswirken (Kießling et al., 2005; Carle et al., 2002). Deshalb findet diese Strategie zur Vermeidung des Okklusionseffekts in der Anpasspraxis oftmals nur eingeschränkt Anwendung. Häufig wird der Gehörgangzapfen zur Steigerung des Tragekomforts konisch bearbeitet (Voogdt, 2013, S. 62-63). Dies führt jedoch meist zu einer Verlagerung der medialen Dichtzone vom knöchernen Teil in den knorpeligen Teil des Gehörgangs und resultiert damit in Dimensionen des objektiven Okklusionseffekts, die vergleichbar mit denen bei Verwendung eines kurzen Zapfens sind (Killion et al., 1988). Hierzu ist ein Vergleich von verschiedenen Zapfenausführungen in Abbildung 2.1 dargestellt.

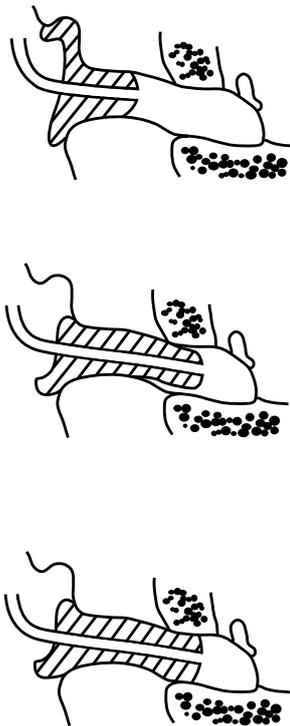


Abbildung 2.1: Vergleich zwischen verschiedenen Ausführungen des Gehörgangszapfens von Otoplastiken.

Im oberen Bildbereich: Zapfen in regulärer Länge; mediale Dichtzonen liegen im knorpeligen Teil des Gehörgangs.

Bildbereich Mitte: Zapfen mit maximaler Länge und konischer Bearbeitung; mediale Dichtzonen liegen im knorpeligen Teil des Gehörgangs. Bildbereich unten: Zapfen mit maximaler Länge ohne Bearbeitung; mediale Dichtzonen liegen im knöchernen Teil des Gehörgangs.

Die konische Bearbeitung eines langen Zapfens hat signifikante Auswirkung auf die mediale Dichtzone und resultiert laut Killion et al. (1988) in einem ähnlichen objektiven Okklusionseffekt, wie bei der Verwendung einer kurzen Zapfenausführung.

Eine weitere Strategie zur Reduktion des Okklusionseffekts, die häufiger in der Hörsystemanpassung Verwendung findet, ist die Platzierung von Ventilationsbohrungen (Vents). Diese stellen eine Öffnung des Gehörgangsrestvolumens dar, die eine Schallübertragung nach außen hin ermöglicht (Mueller et al., 1996). Durch Ventilationsbohrungen können die vom knorpeligen Teil des Gehörgangs an das Gehörgangsrestvolumen übertragenen tieffrequenten Schallanteile nach außen übertragen werden, was zur Verringerung des Okklusionseffekts führt. Die Transmission von tieffrequenten Schallanteilen innerhalb von Vents, und damit deren Wirkung bei der

Reduktion des Okklusionseffekts, wird im Wesentlichen von der akustischen Masse der Luftsäule in den Vents bestimmt (Kießling et al., 2005; Jespersen und Groth, 2004).

Die akustische Masse M der Luftsäule eines Vents berechnet sich nach

$$M = \frac{\rho \cdot l}{A} = \frac{\rho \cdot 4l}{\pi \cdot d^2} \quad [\text{kg/m}^4]$$

mit der Länge l , Durchmesser d , Vent-Querschnittsfläche A und der Dichte von Luft ρ .

Die Transmission von tieffrequenten Schallanteilen des Vents ist dabei reziprok proportional zu dessen akustischer Masse. Daraus erschließt sich: Je geringer die akustische Masse von Vents gehalten wird, desto effektiver lassen diese den tieffrequenten körpereigenen Schall passieren. Aufgrund der oben genannten Formel ist eine Minimierung der akustischen Masse durch eine Reduzierung der Ventlänge oder Vergrößerung des Ventdurchmessers möglich. Dementsprechend führt eine Vergrößerung des Bohrungsdurchmessers oder eine Verkürzung der Bohrungslänge zu einer Verringerung der akustischen Masse und damit zu einer effektiveren Reduktion des Okklusionseffekts (Jespersen und Groth, 2004; Kuk, Keenan und Lau, 2005). Aus diesem Grund hat sich die akustische Masse als ein wichtiges Maß in der Dimensionierung von Vents und deren Auswirkung auf den Okklusionseffekt erwiesen (Kießling et al., 2005).

Allerdings reduzieren Ventilationsbohrungen nicht nur ungewollte Schallanteilen, sondern begünstigen auch eine Übertragung von Direktschall aus dem Umfeld des Hörsystemträgers in das Gehörgangsrestvolumen, dies wird Vent-In-Effekt genannt. Auf demselben Weg aber in entgegengesetzter Richtung können so auch Teile des verstärkten Nutzschalls aus dem Gehörgangsrestvolumen entweichen, dies wird als Vent-Out-Effekt bezeichnet (Voogdt, 2013, S. 107). Dies resultiert in einer Verringerung der maximal möglichen Verstärkung und einem gesteigerten Rückkopplungsrisiko. Somit ist eine Verringerung der akustischen Masse durch die genannten Maßnahmen in der Anpasspraxis nur eingeschränkt möglich, da diese häufig zu einer eingeschränkten Wiedergabebandbreite des Hörsystems sowie zu erhöhtem Rückkopplungsrisiko und verringerter Direktschalldämpfung führen.

2.2 REM (real-ear measurement)

Bei der Anpassung von Hörsystemen werden in der Praxis Sondenmikrofon-Messungen verwendet, die eine Überprüfung der Hörsysteme *in situ* (=lat. „in natürlicher Lage“) ermöglichen. Hierzu wird ein Sondenmikrofonsystem verwendet und mittels Ohrhaken an der Ohrmuschel des Probanden befestigt. Die beweglichen Markierungen der verwendeten Sondenschläuche werden initial auf eine Länge von ca. 30mm justiert (Dillon, 2012, S. 104). Dies entspricht ungefähr der durchschnittlichen begradigten Gehörgangslänge eines Erwachsenen (Stenfelt und Reinfeldt, 2007). Nach vorhergehender Otoskopie und Vergewisserung, dass Gehörgang und TF keine Auffälligkeiten zeigen, wird der Sondenschlauch durch die *incisura intertragica* hindurch in den Gehörgang eingeführt, bis diese durch Sondenschlauchmarkierung erreicht wird (Dworsack-Dodge und Switalski, 2012). Bei vorsichtigem Kontakt zwischen Sondenschlauch und TF können zwar unangenehme akustische Empfindungen durch den Probanden auftreten, Schmerzen oder Verletzungen sind allerdings sehr unwahrscheinlich (Dillon, 2012, S. 104). Für die Überprüfung von Hörsystemen werden dann Testsignale über den Freifeldlautsprecher wiedergegeben, wie z. B. sprachsimulierende Rauschsignale oder das International Speech Test Signal (ISTS). Mittels Sondenschlauchmikrofon können nun verschiedene frequenzabhängige Funktionen des Schalldruckpegels und der Verstärkungspegel im Gehörgang bestimmt werden. Der frequenzabhängige Pegel am TF des offenen Gehörgangs wird auch als Real Ear Unaided Response (REUR) bezeichnet. Mit der Differenz zum Eingangsspektrum kann somit die Übertragungsfunktion Freifeldlautsprecher/Sondenmikrofon im offenen Gehörgang, die auch als Real Ear Unaided Gain (REUG) bezeichnet ist, berechnet werden. Diese beschreibt die frequenzabhängige Verstärkung des unversorgten, offenen Ohres. Zudem gibt der REUG-Kurvenverlauf Auskunft über die Position des Sondenschlauchs im Gehörgang, da deren Maximum bei optimaler Positionierung im Frequenzbereich zwischen 2 und 4 kHz liegt (Dillon, 2012, S. 108). Im weiteren Messverlauf werden die frequenzabhängigen Pegel bei okkludiertem Gehörgang dementsprechend mit eingesetztem ausgeschaltetem Hörsystem ermittelt. Diese werden dann als Real Ear Occluded Response (REOR) bezeichnet. Durch die Differenz zum Eingangsspektrum kann somit die Übertragungsfunktion Freifeldlautsprecher/Sondenmikrofon bei okkludiertem Gehörgang berechnet werden, welche auch als Real Ear Occluded Gain (REOG) bezeichnet ist. Diese Funktion beschreibt die frequenzabhängige Verstärkung am TF bei okkludiertem Gehörgang und kann deshalb auch zur Einschätzung der Direktschalldämmung einer Otoplastik genutzt werden. Weiterhin ist der frequenzabhängige Schalldruckpegel mit

eingesetztem und eingeschalteten Hörsystem bestimmbar, der auch als Real Ear Aided Response (REAR) bezeichnet wird. Mit der Differenz zum Eingangsspektrum lässt sich dadurch die frequenzabhängige Verstärkung mit eingesetztem und eingeschalteten Hörsystem beschreiben, die als Real Ear Aided Gain (REAG) bezeichnet wird. Zur Berechnung der durch das Hörsystem wirksamen frequenzabhängigen Verstärkung, die als Real Ear Insertion Gain (REIG) bezeichnet wird, wird die Differenz aus den Kurven REUG und REAG gebildet.

Ferner wird REM auch zur Bestimmung des objektiven Okklusionseffekts benutzt, bei der dann die Stimuli nicht über den Freifeldlautsprecher wiedergegeben werden, sondern z. B. in Form Knochenleitung oder durch Vokalisation mittels eigener Stimme vorliegen (Kuk und Keenan, 2006). Hierbei ändern sich folglich die genannten Abkürzungen zu $REUR_{VOK}$ und $REOR_{VOK}$ (Winkler et al., 2016). Aus der Differenz der frequenzabhängigen Schalldruckpegel bei offenem Gehörgang ($REUR_{VOK}$) und den frequenzabhängigen Schalldruckpegeln bei okkludiertem Gehörgang ($REOR_{VOK}$) berechnet sich dann die frequenzabhängige Verstärkung des okkludierten Gehörgangs bei Vokalisation, welche die $REOG_{VOK}$ trägt.

2.3 Messung von Übertragungsfunktionen

Zur Analyse eines (elektro-)akustischen Systems wird dessen Impulsantwort bestimmt, die das frequenzabhängige lineare Verhalten des Systems beschreibt. Diese lässt sich als zeitliche Funktion darstellen, deren Faltung mit dem Eingang den Ausgang eines Systems ergibt, und bildet damit die Grundlage von jeglicher Analyse oder Simulation. Durch Fourier-Transformation kann nun die zeitliche Funktion der Impulsantwort in den Frequenzbereich abgebildet werden, woraus sich die Übertragungsfunktion eines Systems ergibt. Dies wird in Unterabschnitt 2.3.1 weiter ausgeführt.

Die Ermittlung der Impulsantwort erfolgt mittels Signalquelle, mit der ein Signal an das System abgegeben wird, und einem Mikrofon für die Aufnahme des Antwortsignals. Beide Komponenten sind dabei per Soundkarte mit einem Computer verbunden, über den die Wiedergabe simultan zur Aufnahme stattfindet. Hierbei hat sich die Verwendung eines Exponentialweeps als geeignetes Testsignal erwiesen, ein Sinussignal mit exponentiell ansteigender Frequenz (Farina, 2000; Majdak et al., 2007), dargestellt in Abbildung 2.2.

Eine Bestimmung der Impulsantworten ist dann durch die Entfaltung des Aufnahmesignals möglich. Bei Anregung eines Systems mit Exponentialweep können anhand der entfalteten Impulsantwort die Nichtlinearitäten des Systems von dessen linearen Teilen

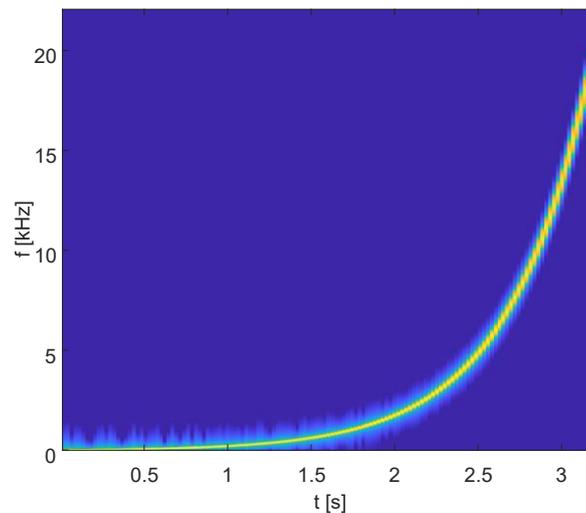


Abbildung 2.2: Exponentialsweep mit einer Länge von 3,25 Sekunden, dargestellt im Spektrogramm von 50 bis 20 000 Hz. Auf der Abszissenachse ist die Zeit in s aufgetragen; auf der Ordinate die Frequenz in kHz.

separiert werden. Weiterer Vorteil ist ein niedriger Crest-Faktor, der zu einem hohen signal-to-noise-ratio (SNR) führt, sowie die Möglichkeit zur Verschachtelung für schnelle Messungen mit mehreren Ausgangsquellen, wie in Unterabschnitt 2.3.2 beschrieben.

2.3.1 DFT (Diskrete Fourier-Transformation)

Eine gängige Methode zur Ermittlung von Übertragungsfunktionen (elektro-)akustischer Systeme ist die Fourier-Transformation der Impulsantwort des Systems. Mittels Fourier-Transformation lassen sich kontinuierliche Signale aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich, der auch als Bildbereich bezeichnet wird, transformieren bzw. abbilden. Die inverse Fourier-Transformation ermöglicht die Abbildung des Frequenzbereichs in den Zeitbereich. Bei der herkömmlichen Anwendung einer Fourier-Transformation erfolgt die Zerlegung eines zeitkontinuierlichen Signals in einzelne Sinusschwingungen mit jeweiliger Frequenz und Phasenlage, welche dann in einem kontinuierlichen Betragsspektrum abgebildet werden. Zur Transformierung von digitalen, also zeit- und wertdiskreten Signalen, wird die Diskrete Fourier-Transformation (DFT) angewandt. Hierbei wird ein digitales Signal $x(n) = x(nT_s)$ in das diskrete Frequenzspektrum $X(f)$ abgebildet, das sich aus den Amplituden- und Phaseninformationen der diskreten Frequenzen zusammensetzt (Meyer, 2009, S. 164-166). Dabei wird das Signal nur noch innerhalb der Blocklänge N betrachtet. Das Frequenzspektrum setzt sich dann aus N Frequenzkoeffizienten zusammen,

auch Frequenz-Bins genannt, deren Anzahl vor der Transformation festgelegt wird. Das digitale Signal wird damit in das in N Frequenz-Bins aufgeteilte Spektrum abgebildet. Deshalb entspricht die maximal bestimmbare Anzahl an Frequenzwerten der Anzahl an Abtastwerte N . Somit gilt für die DFT

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j\left(\frac{2\pi}{N}\right)nk} \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.1)$$

Für die Rücktransformation ergibt sich

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) \cdot e^{j\left(\frac{2\pi}{N}\right)nk} \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.2)$$

Die Frequenzauflösung Δf , also dementsprechend die Bandbreite der einzelnen Bins, wird dabei durch das Verhältnis aus der Abtastfrequenz f_s des digitalen Signals und der Anzahl der Frequenz-Bins N bestimmt und lässt sich mit folgender Formel berechnen.

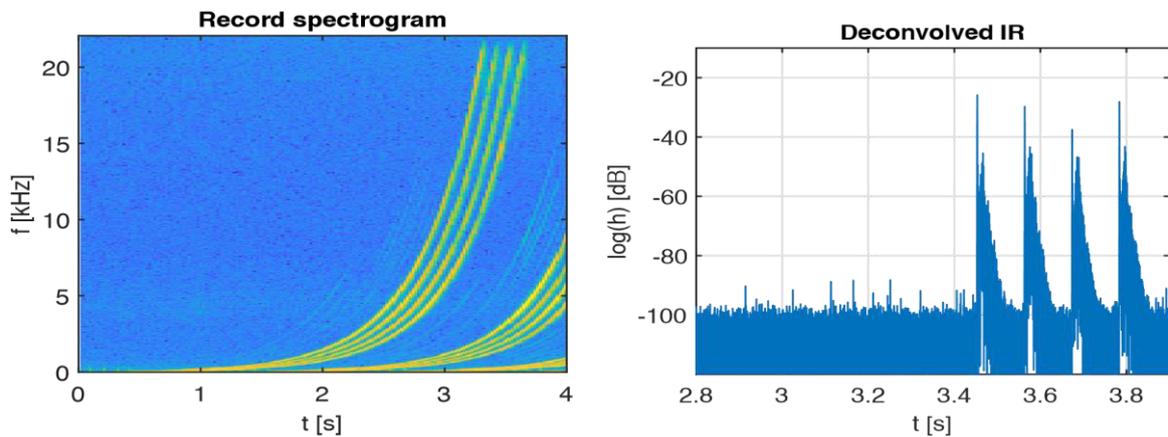
$$\Delta f = \frac{f_s}{N} \quad [\text{Hz}] \quad (2.3)$$

Wird für die DFT eine Blocklänge N gewählt, die größer ist als die Länge des digitalen Signals, kann das Signal bis zu der Länge N mit Nullen ergänzt werden. Dadurch wird dem Signal keinerlei Information hinzugefügt, sondern lediglich das Beobachtungsintervall, welches der Anzahl an Abtastwerten N entspricht, vergrößert. Diese Vorgehensweise wird Zero-Padding genannt und führt durch das vergrößerte Beobachtungsintervall bei gleichbleibendem Informationsgehalt des Signals zu einer höheren Abtastung der DFT.

2.3.2 Multiple Exponential Sweep Method

Zur Ermittlung der Impulsantworten bzw. Übertragungsfunktionen von Kombinationen aus mehreren akustischen Systemen muss jedes System einzeln und nacheinander mit dem Testsignal angeregt werden, um die jeweiligen Impulsantworten separiert voneinander aufzeichnen zu können. Dies führt unweigerlich zu einem erhöhten zeitlichen Aufwand, da sich die gesamte Dauer der einzelnen Sweeps aufaddiert. Eine Möglichkeit zur Beschleunigung dieses Vorgangs ist die Multiple Exponential Sweep Method (MESM)

(Majdak et al., 2007). Dieses Verfahren verwendet als Testsignal Exponentialsweeps, die mit leichtem zeitlichem Versatz über die verschiedenen Quellen abgespielt werden, was zu einem zeitlichen Überlappen der einzelnen Sweeps führt.



- (a) Spektrogramm eines Aufnahmesignals, nach Anregung mit vier zeitlich überlappenden Exponentialsweeps. Die vier unterschiedlichen Endpunkte resultieren aus dem zeitlichen Versatz zwischen dem Start der einzelnen Sweeps. Auf der Abszissenachse ist die Zeit in s aufgetragen; auf der Ordinatenachse die Frequenz in kHz.
- (b) Serie aus Impulsantworten, als Ergebnis der Entfaltung des in 2.3a dargestellten Signals. Die vier einzelnen Impulsantworten können nun durch Segmentierung voneinander getrennt werden. Auf der Abszissenachse ist die Zeit in s aufgetragen; auf der Ordinatenachse die Amplitude in dB.

Abbildung 2.3: Abbildungen von überlappenden Exponentialsweeps und deren Impulsantwort nach Entfaltung.

Dieser Versatz ist im resultieren Aufnahmesignal, dargestellt in Abbildung 2.3a, zu sehen. Dabei wird der Versatz zwischen den Starts der einzelnen Exponentialsweeps so ausgewählt, dass die jeweiligen Impulsantworten nach deren Entfaltung nicht mehr überlappen, wie in Abbildung 2.3b dargestellt. So können im Anschluss die einzelnen Impulsantworten durch Segmentierung voneinander getrennt und dem jeweiligen System zugeordnet werden. Damit eignet sich die Multiple Exponential Sweep Method zur zeitgleichen Bestimmung von mehreren Systemen, da sich nur der geringe zeitliche Versatz der einzelnen Sweeps aufaddiert und damit zu einer kürzeren Gesamtdauer der Messung führt. In einer Beispielmessung von 1550 Systemen konnte in einer Studie von Majdak et al. (2007) die ursprüngliche Messdauer mittels Multiple Exponential Sweep Method auf ein Viertel reduziert werden.

2.3.3 Frequenz aufgelöste Pegelmessung

Eine weitere Methode zur Bestimmung von (elektro-)akustischen Systemen ist die frequenz aufgelösten Pegelmessung. Hierbei erfolgt die Analyse von fraktionalen Oktavspektren mithilfe von Bandpassfiltern. Hierbei wird das zu bestimmende Signal durch parallele Bandpassfilter in sogenannte Subbänder, meist Terz- oder Oktavbänder, aufgeteilt. Die Frequenzbandbreite ist hierbei proportional zur Frequenz, was dem Verhalten des menschlichen Gehörs entspricht. Die einzelnen Bandpassfilter entsprechen meist einem Filter 3. Ordnung mit einem Abfall von 18 dB pro Oktave. Abschließend erfolgt die Berechnung des Effektivwerts der einzelnen Frequenzbandpegel. Diese Effektivwerte werden dann über die Bezugsgröße von $20 \mu\text{Pa}$, die der menschlichen Hörschwelle entspricht, in Schalldruckpegel umgerechnet. Mit den nun vorhandenen Mittenfrequenzen der verschiedenen Frequenzbänder und den jeweiligen Pegeln, lässt sich nun ebenfalls eine frequenzabhängige Funktion der Pegel darstellen. Diese kann näherungsweise als Übertragungsfunktion betrachtet werden.

3 Methoden

3.1 Probanden

Als Versuchspersonen stellten sich ausschließlich Betriebsangehörige des Deutschen Hörgeräteinstituts zur Verfügung, da bedingt durch die COVID-19-Pandemie Messungen an externen Probanden nicht möglich waren. Dementsprechend besaßen alle Versuchspersonen Vorerfahrungen mit Abformungen und audiologischen Messungen sowie Kenntnisse im Bereich von Otoplastiken. Die Probandengruppe setzte sich aus insgesamt 10 Personen im Alter zwischen 21 und 45 Jahren zusammen. Alle Testpersonen waren, bis auf eine Ausnahme, zum Zeitpunkt der Studie normalhörend. Die betroffene Versuchsperson wies einen mittelgradigen, basocochleären Hörverlust (HV) auf und wurde bereits seit dem Kindesalter mit Hörsystemen versorgt. Aufgrund der rein sensorineuralen Komponente hatte der vorliegende HV keinerlei Auswirkungen auf die Messung des objektiven Okklusionseffekts. Lediglich die Beurteilung des subjektiven Okklusionseffekts könnte durch die Person abweichen. Allerdings geht aus der Literatur hervor, dass routinierte Hörsystemträger dem Okklusionseffekt gegenüber keine höhere Toleranz aufweisen (Hansen, 1997; Kießling et al., 2005). Die Hörschwelle der normalhörenden Probanden wurde mittels Tonaudiometrie in einer anderen Studie überprüft. Das Durchschnittsalter der Gruppe lag zum Zeitpunkt der Messungen bei 29,7 Jahren, der Median bei 27,5 Jahren. Um die Verbreitung von COVID-19 zu vermeiden und Mitmenschen zu schützen, wurde im Rahmen dieser Studie ein spezielles Hygienekonzept verfolgt, das bei allen im Folgenden beschriebenen und durchgeführten Arbeiten mit Probanden Anwendung fand. Die Erläuterung des Hygienekonzepts und den zugehörigen Maßnahmen ist im Anhang unter Hygienekonzept zu finden.

3.2 Abformung

Im Rahmen der Erstellung und Digitalisierung von Abformungen wurde das Equipment wie in Tabelle 3.1 aufgelistet dargestellt verwendet. Vor jeder Abformung wurde am betroffenen Ohr eine Otoskopie durchgeführt, im Hinblick auf Verletzungen oder Unregelmäßigkeiten im Gehörgang. Zur Vorbeugung von Komplikationen, die durch ein zu tiefes Vordringen des Abformsilikons hervorgerufen werden können, wurde eine Tamponade angewandt. Hierzu erfolgte die Herstellung eines Wattetampons aus

handelsüblicher Baumwoll-Viskose und Bindfaden, nach dem Fallschirmprinzip (Voogdt, 2013, S. 179). Durch die individuell gefertigte Wattierung konnte im Gegensatz zu vorgefertigten Exemplaren, eine für den Probanden komfortablere und damit auch tiefer im Gehörgang platzierte Tamponierung erfolgen, welche bis kurz hinter die zweite Gehörgangskrümmung reichte. Die vollständige Abbildung der zweiten Krümmung ist für diese Studie essenziell, da in diesem Bereich der knöchernen Teil des Gehörgangs beginnt (Dillon, 2012, S. 130), in dem die mediale Dichtzone des Gehörgangszapfens von sämtlichen im Rahmen der Studie angefertigten Otoplastiken platziert wird. Zusätzlich ist somit auch eine Abbildung des weiteren Gehörgangsverlaufs nach der zweiten Krümmung gewährleistet, der im Rahmen der Otoplastik-Modellierung für die Lage und den Verlauf von Schallschlauch-, Ventilations- und Sondenschlauchbohrung innerhalb des Zapfens bestimmend ist.

Vor der Applikation des Abformsilikons wurde der Bindfaden entlang durch die *Incisura intertragica* geführt, um die lateralen Abdichtzonen zu erhalten. Nach dem Abbinden des applizierten Abformmaterials wurde die Abformung, unter Belüftung des Gehörgangsrestvolumen durch leichtes Bewegen der Ohrmuschel, aus dem Ohr entnommen. Im Anschluss wurde eine erneute Otoskopie durchgeführt, um ein Verbleiben von Abformmaterialresten im Gehörgang oder Verletzungen auszuschließen. Wie bereits in Abschnitt 2.1 beschrieben, ist die anatomische Nähe des Kiefergelenkkopfes zum knorpeligen Teil des Gehörgangs für einen Großteil der Übertragung von körpereigenem Schall an den Gehörgang verantwortlich und somit die Ursache für den Okklusionseffekt. Aus diesem Grund lag das Hauptaugenmerk bei der Abformung auf dem Kiefergelenkkopf, respektive dessen Position und Wirkung auf die Gehörgangswand des jeweiligen Ohres. Zur genauen Ermittlung von Lage und dem Grad der Einwirkung auf den Gehörgang wurden von jedem Probandenohr zwei Abformungen genommen.

Die erste Abformung wurde in Anlehnung an die Standardprozedur aus der Praxis der Hörsystemanpassung bzw. der Literatur durchgeführt. Die Probanden wurden gebeten, den Kiefer in Ruhestellung und damit geschlossen zu belassen. Zusätzlich empfiehlt die Literatur Kau- und Unterkieferbewegungen durch den Probanden (Voogdt, 2013, S. 186). Allerdings wurde auf derartige Bewegungen im Rahmen der ersten Abformung explizit verzichtet, um eine Abbildung der Einwirkung des Kiefergelenkkopfes auf den Gehörgang nicht zu verfälschen.

Tabelle 3.1: Für die Erstellung und Digitalisierung der Abformung verwendetes Equipment

Equipment	Bezeichnung	SN/LOT/Version
Desktop-Computer	Windows-PC 4 GB RAM, Intel i5-3450	ID: 922A7DF5-CBA7-438C-8409-DE1E41DF0EEB
Betriebssystem	Windows 10 Pro 64-Bit	v20H2
Otoskop mit Dauertrichtern	HEINE mini 3000 LED	SN: 1104294110
Leuchtstab	HEINE mini-c	SN: 1104727774
Injektor	Dreve S50 Injektor	–
Mischkanülen	Dreve T-Mischkanülen 5,4mm	LOT: 0100206050
Ohrabformsilikon	Dreve Otoform A softX	LOT: 011655X011656
Pinzette	Dreve Backenpinzette	–
Wattetampon	Eigene Herstellung aus Baumwollwatte und Bindfaden	–
3D-Scanner	smart optics duoScan Touch	SN: SO-20066 00-18-023
3D-Scanner-Software	smart optics duoScan	v3.0.0

Die zweite Abformung erfolgte dann unter Anweisung an den Probanden, den Kiefer so weit wie möglich zu öffnen und während der Abbindedauer des Abformmaterials in dieser Kieferstellung zu verharren. Dadurch zieht sich der Gelenkkopf des Unterkiefers maximal aus dem Gehörgang zurück. Diese Kieferstellung wird von Dillon (2012, S. 162) für tiefsitzende, aber dennoch komfortable Otoplastiken empfohlen. Nachdem die Abformungen des jeweils linken und rechten Ohres eines Probanden in beiden Kieferstellungen erfolgten, wurden diese mithilfe eines 3D-Scanners für weitere Untersuchungen und die anschließende Fertigung digitalisiert. Trotz des geringen Schrumpfens der verwendeten Abformmasse von 0,2-0,3 % in zehn Tagen bei 23 °C Lagertemperatur, wurde die Digitalisierung direkt im Anschluss vorgenommen, um bestmögliche Abbildungseigenschaften zu erhalten. Mithilfe der Otoplastik-Modelliersoftware Secret Ear Designer 5 wurde die nun digital vorliegenden Abformungen desselben Ohres verglichen. Beim digitalen Vergleich war ein vorliegender Unterschied im Bereich zwischen der ersten und zweiten Gehörgangskrümmung bei verschiedenen Kieferstellungen gut erkennbar (Abbildung 3.1). So konnte die Position des Kiefergelenkkopfes bestimmt werden, welche dann primär in der Fertigung von den Otoplastikdesigns 'Notched-Vent' und 'Nugget' berücksichtigt wurde.

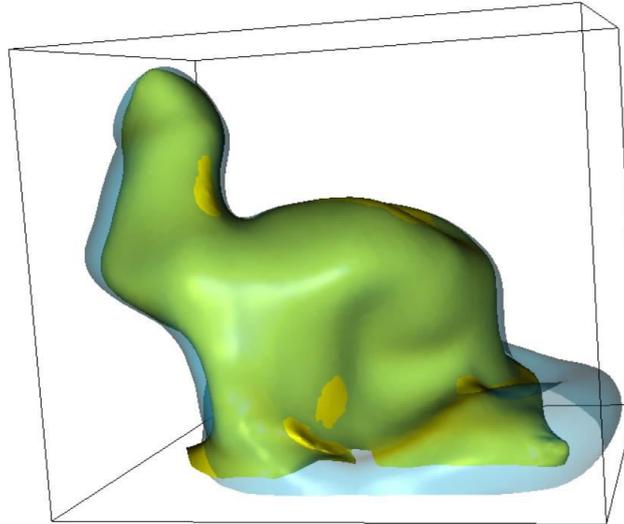


Abbildung 3.1: Digitale Analyse des Unterschieds zwischen den Abformungen durch Überlagerung von transparenten Modellen. Hierbei wurden die beiden Abformungen der offenen und geschlossenen Kieferstellung verglichen, wodurch vor allem die Unterschiede im Bereich der ersten Krümmung des Gehörgangszapfens verdeutlicht werden konnten, welche aus der Einwirkung des Kiefergelenkkopfes resultierten. Die Abformung bei geöffneter Kieferstellung wird hierbei transparent in blau dargestellt, die Abformung bei geschlossener Kieferhaltung in intransparent gelb. Daraus folgt die Darstellung von Übereinstimmungen in grün. Hierbei ist deutlich die Einwirkung des Kiefergelenkkopfes im Bereich der ersten Gehörgangskrümmung, im linken Bildbereich zu sehen.

3.3 Otoplastikdesigns und Fertigung

Zur akustischen Ankopplung an einen HdO-System-Dummy wurde für jeden Probanden eine Serie aus 3D-gedruckten Secret-Ear (SE) Otoplastiken angefertigt. Die SE-Otoplastik wird als Oberbegriff für sämtliche Formen von angefertigten Otoplastiken aus verschiedenen Materialien und mit unterschiedlichen akustischen Eigenschaften verwendet (Voogdt, 2013, S. 19-21). Dabei bestand jede Serie aus Otoplastiken mit im Folgenden näher beschriebenen unterschiedlichen Zapfendesigns und Ventkonfigurationen. Die Herstellung der Otoplastiken wurde mithilfe des in Tabelle 3.2 aufgelisteten Equipments durchgeführt. Im ersten Schritt der Fertigung erfolgte die digitale Modellierung der verschiedenen Otoplastikdesigns anhand der zuvor digitalisierten Abformung bei geschlossener Kieferstellung, mittels Otoplastik-Modelliersoftware. Dabei wurden bestimmte Rahmenbedingungen für die Modellierung jedes Designs festgelegt, die für jede der gefertigten Otoplastiken galt. Somit wurde eine einheitliche Grundform als Vorlage erstellt, da sich die gewählten Designs ausschließlich im Bereich des Gehörgangszapfens unterscheiden.

3.3.1 Grunddesign

Alle Otoplastikdesigns des Versuchs wurden in Ringform gefertigt. Dies diente der vereinfachten Handhabung für den Versuchsleiter beim Ein- und Aussetzen der einzelnen Otoplastiken während des Messvorgangs. Zur Maximierung der Abdichtzonen beim Otoplastikdesign wurde die Länge des Zapfens für jede Otoplastikserie eines Probanden in größtmöglicher Länge dimensioniert, was in einer maximalen Tiefe der medialen Abdichtzone resultiert und somit zur Verringerung des Okklusionseffekts beitragen soll, wie bereits im Unterabschnitt 2.1.3 des Grundlagentexts beschrieben. Diese blieb dann durch die Verwendung des Grunddesigns als Vorlage gleichermaßen in den weiteren Zapfendesigns erhalten. Dadurch erfolgte eine nahezu identische und vor allem kontrollierte Positionierung der medialen Abdichtzone von jeder Otoplastik innerhalb einer Serie, was gemäß Stenfelt und Reinfeldt (2007) ein wichtiges Kriterium bei der Messung des objektiven Okklusionseffekts darstellt.

Zusätzlich wurde zur Schallschlauchbohrung und der jeweiligen Ventilationsbohrung eine weitere Bohrung innerhalb des Zapfens platziert, durch die dann während des Messvorgangs am Probanden ein In-situ-Sondenschlauch in den Gehörgang eingeführt

werden konnte. Dies war bei den im Versuch verwendeten, tief in den Gehörgang hineinreichenden Otoplastiken nötig, da sich deren mediale Abdichtzone des Zapfens sehr dicht am oder bereits im knöchernen Teil des Gehörgangs befand. Dieser Bereich ist im Vergleich zum knorpeligen Teil unelastisch, was bei einer Platzierung des In-situ-Sondenschlauchs zwischen Otoplastik und Gehörgang zur Beeinträchtigung der Abdichtzonen führt (Dillon, 2012, S. 144). Beim Modellieren der Sondenschlauchbohrung wurde besonders auf deren Durchmesser und Verlauf in Bezug auf Krümmungen geachtet. Hierzu wurden bereits vor der eigentlichen Produktion Otoplastik-Prototypen mit Bohrungsdurchmessern im Bereich von 1,0 bis 1,25 mm in Abständen von 0,05 mm gefertigt. Hierbei wurde der beste Kompromiss aus leichter Einsetzbarkeit und Halt bzw. Dichtigkeit des Sondenschlauchs innerhalb der Bohrung, mit einem Durchmesser von 1,2 mm erzielt. Ein nomineller Bohrungsdurchmesser, der dem nominellen Außendurchmesser des Sondenschlauchs von 1 mm entspricht, war aufgrund der weichen Materialeigenschaften sowie der Fertigungsgenauigkeit der Otoplastik, und der damit einhergehenden erschwerten Einsetzbarkeit des Schlauchs nur sehr schlecht oder gar nicht möglich. Weiterhin sollte sich für eine optimale Vergleichbarkeit der Messungen mit den jeweiligen Otoplastiken der In-situ-Sondenschlauch mit dessen Öffnung möglichst an derselben Position vor dem TF befinden. Dabei wurde die laterale Bohrungsöffnung auf Höhe des Tragus positioniert, da dieser beim Platzieren der In-situ-Sondenschläuche als Referenzpunkt zur Bestimmung von deren Sitztiefe im Gehörgang diente. Deshalb wurde die Sondenschlauchbohrung bereits bei der Modellierung des Grunddesigns festgelegt. Bei den darauffolgenden Designs blieben die Bohrungen für In-Situ-Sondenschlauch und Schallschlauch dann in ihrer Form und Lage aufgrund der Verwendung des Grunddesigns als Vorlage unverändert.

Im Rahmen der Dokumentation wurde außerdem jede Otoplastik mit einer vierstelligen Identifikationsnummer (ID-Nr.) versehen. Die ersten beiden Ziffern beinhalten die Nummer des zugehörigen Probanden, die letzten beiden Ziffern sind eine Kombination aus dem Design und der jeweiligen verwendeten Ventkonfiguration. Dies gewährleistete zudem eine einfachere Handhabung während des Messvorgangs.

3.3.2 Ventilationsbohrungen

Bei der Konfiguration der verschiedenen Ventdurchmessern wurde die Empfehlung durch Anpasssoftware von drei Herstellern miteinbezogen, die im Anhang in Tabelle 6.1 aufgelistet sind. Hierfür wurde das Standardaudiogramm N3 nach DIN EN 60118-15 in die

jeweilige Anpasssoftware eingepflegt. Dieses Audiogramm weist eine Hörschwelle von 35 dB HL bei einer Frequenz von 500 Hz den höchsten HV der Standardaudiogramme mit Tiefton-HV unter 45 dB auf. Diese Obergrenze ist zu beachten, da Hörbeeinträchtigte mit einem Tiefton-HV (≤ 500 Hz) von über 45 dB nur in geringem Maße oder überhaupt nicht vom subjektiven Okklusionseffekt und dessen Folgen betroffen sind (Dillon, 2012, S. 140). Für die Datenerfassung wurden die jeweiligen Empfehlungen der Hersteller gemittelt.

Der für eine Standard-SE Otoplastik empfohlenen Durchmesser der Ventilationsbohrung lag im Mittel bei 3,17 mm. Da bedingt durch Schall- und Sondenschlauchbohrung nur ein sehr begrenzter Raum innerhalb des Otoplastikzapfens zur Verfügung stand, wurde der maximale Ventdurchmesser für das Standarddesign auf 2,0 mm festgelegt. Für Folienotoplastiken wurde der maximale Ventdurchmesser anhand der gemittelten Empfehlung von 1,3 mm und nach Rücksprache mit Dozenten aus dem Fachbereich Otoplastik der Akademie für Hörakustik Lübeck auf 1 mm vereinbart. Für die Ventkonfiguration des Notched-Vent- und Nugget-Designs wurde die gemittelte Empfehlung des Durchmessers von 1,3 mm gewählt.

Bei den im Folgenden beschriebenen Ventkonfigurationen handelt es sich immer um den Durchmesser der Ventilationsbohrung. So beschreibt beispielsweise die Ventkonfiguration «1 mm» lediglich den Bohrungsdurchmesser von 1 mm. Als «geschlossen» wird dagegen eine Fertigung des jeweiligen Otoplastikdesigns ohne Vent bezeichnet. Weiterhin wird im Folgenden die Ventkonfiguration unmittelbar zum Design genannt. So ist mit der Bezeichnung Standarddesign «2mm» eine Otoplastik im Standarddesign mit einer 2 mm Ventkonfiguration gemeint.

Während der digitalen Modellierung erfolgte dann die Datenerfassung von Länge, Durchmesser und der durch die Modelliersoftware berechneten akustischen Masse des platzierten Vents jeder einzelnen Otoplastik für die spätere Auswertung bzw. Korrelation in Kapitel 4 und Kapitel 5. Eine Dokumentation der Eigenschaften von allen im Versuch verwendeten Ventilationsbohrungen ist im Anhang in Tabelle 6.2 aufgelistet.

3.3.3 Rohlingsherstellung und Nachbearbeitung

Zur Fertigung der Rohlinge wurden die digital modellierten Designs mithilfe eines 3D-Druckers im Stereolithografie-Verfahren gedruckt. Nach Beendigung des Drucks wurde der überschüssige lichthärtende Kunststoff auf der Rohlingsoberfläche mittels Lösungsmittel und einem Orbitalschüttler entfernt. Nach der Trocknung mit Druckluft innerhalb einer Strahlkabine wurden die Rohlinge mithilfe eines Polymerisationsgeräts nachgehärtet,

wodurch Biokompatibilität und Stabilität des lighthärtenden Kunststoffmaterials sichergestellt wurden. Darauf folgte die Nachbearbeitung der Otoplastikrohlinge mit einem Laborhandstück und diversen Fräs- und Schleifaufsätzen zur Beseitigung der aus dem 3D-Druck verbliebenen Supportstrukturen. Nach anschließendem Reinigen und Entfetten erfolgte eine Lackierung der Hautkontaktflächen mit licht härtendem Lack, um die Biokompatibilität der Otoplastiken zu steigern. Abschließend wurde mithilfe von Heißluftgebläse, Sekundenkleber und Skalpell der Standardschallschlauch in den dafür vorgesehenen Schallkanal eingearbeitet. Während der gesamten Fertigung fanden stetige Qualitätskontrollen statt, vor allem im Hinblick auf die Sondenschlauchbohrung, da diese bereits durch minimale Abweichungen in Form und Größe starke Einschränkungen in deren Nutzbarkeit erfuhr.

Tabelle 3.2: Verwendetes Equipment zur Fertigung der Otoplastiken

Equipment	Bezeichnung	SN/LOT/Version
Desktop-Computer	Windows-PC 8 GB RAM, Intel i5-7500	ID: 36B8B38C-2A95-4FCA- A325-4DE5FC5EA929
Betriebssystem	Windows 10 Pro 64-Bit	v20H2
Otoplastik-Modellier- Software	Cyflex Secret Ear Designer	v5.1.3.58414
3D-Drucker	Asiga Freeform Pro 2 UV385	FW: 2018-09-03 SN: 70B3D5362024
3D-Drucker-Software	Asiga Composer	v1.2.12
Lichthärtender Kunststoff	Detax medicalprint clear	LOT: 230407
Orbitalschüttler	Phoenix Instrument RS-OS 20	SN: 83201006012- 7SC5J002495
Lösungsmittel	Hedinger Isopropylalkohol	Ch.-Nr: 0701244B
Strahlkabine	HBM Universal Strahlkabine	–
Polymerisationsgerät	Dreve PCU LED	SN: 21700117
Laborantrieb	KaVo K-Control	SN: 000877981
Laborhandstück	KaVo Typ 4911	SN: 058382
Lichthärtender Lack	Dreve Fotoplast Lack 3	LOT: 001090X0X1
Lichtgerät	Dreve Polylux 500	SN: 21501742 SN: 21501748
Schallschlauch	Dreve Hörschlauch	2,0 x 3,0 mm
Sekundenkleber	UHU blitzschnell Mini	–
Skalpell	Letraset	–
Heißluftgebläse	Deyle Passat	SN: 063092

3.3.4 Otoplastikdesigns

Standarddesign

Dieses Design diene als Referenz-Otoplastik, da es sich hierbei um eine häufig in der Praxis anzutreffende Form handelt, die insbesondere in aufzahlungsfreien Hörsystemversorgungen Anwendung findet. Bei diesem Design bleibt der Gehörgangzapfen weitgehend unbearbeitet. Wie bereits im Grundlagenteil in Unterabschnitt 2.1.3 beschrieben, empfiehlt die Literatur eine konische Bearbeitung des Zapfens, unter anderem aus Gründen des Tragekomforts. Da dieser Aspekt in der vorliegenden Studie von untergeordneter Bedeutung ist, wurde bewusst auf eine konische Nachbearbeitung des Zapfens verzichtet und dessen Länge nur so weit reduziert, dass die Otoplastik einsetzbar war. Dadurch wurde eine maximal mögliche Einsetztiefe gewährleistet, welche sich positiv auf die Reduktion des Okklusionseffekts auswirken soll (Killion et al., 1988). Weiterhin wurde dieses Design in den Ventkonfigurationen «geschlossen», «1 mm» und «2mm» gefertigt. Ein digitales Modell im Standarddesign ist in Abbildung 3.2(a) dargestellt.

Step-Vent

Das Step-Vent-Design stellt eine einfache Methode der Modifizierung des Zapfens dar und lässt sich daher auch nachträglich an einer Standard-Otoplastik umsetzen. Durch Einbringen einer Abstufung wird der Zapfen im unteren Bereich um ungefähr ein Drittel seiner Gesamtlänge verkürzt. Dadurch verringert sich die Länge der Ventilationsbohrung und somit auch deren akustische Masse, was zu einer besseren Transmission von tieffrequenten Schallanteilen und einer damit einhergehenden Reduktion des Okklusionseffekts führen soll, wie bereits im Grundlagenteil in Unterabschnitt 2.1.3 beschrieben. Weiterhin verlagert sich durch die Abstufung des Zapfens die mediale Dichtzone weiter in den lateralen Bereich des Gehörgangs. Als Ventkonfigurationen wurden «geschlossen» und «2mm» gewählt. Ein digitales Modell im Step-Vent-Design ist in Abbildung 3.2(b) dargestellt.

Folie

Durch die Aushöhlung des Zapfens auf eine Mindestmaterialdicke von 1,3 mm lässt sich beim Foliendesign die Länge der jeweilige Ventilationsbohrung auf ein Minimum reduzieren, welche der verbliebenen Materialdicke entspricht. Dadurch wird die akustische Masse stark verringert, was zu einer verbesserten Transmission von tieffrequentem Schall

und einer Reduzierung des Okklusionseffekts führen soll (Kießling et al., 2005). Somit eignet sich das Foliendesign vor allem auch für schmale Gehörgänge, da hier die Minimierung der akustischen Masse mittels Vergrößerung des Ventdurchmessers aufgrund räumlicher Limitierung nicht oder nur schwer möglich ist (Jespersen und Groth, 2004). Die Ventkonfiguration beschränkte sich ausschließlich auf «1 mm», da nachfolgend noch eine Modifikation des Folien-Designs gefertigt wurde. Die jeweiligen Bohrungen für Schall- und Sondenschlauch wurden bei diesem Design, aufgrund der hohlen Zapfenform, als Tunnelbohrungen realisiert. Diese Sonderform von Bohrung verläuft innerhalb eines zusätzlichen Kanals und ermöglicht somit die Bohrung durch Bereiche der Otoplastik verlaufen zu lassen die normalerweise kein Material enthalten, wie im Fall des Gehörgangzapfens beim Foliendesign. Hierbei hat sich beim Testdruck mit Prototypen eine Kanaldicke von 0,8 mm bewährt. Ein digitales Modell im Folien-Design ist in Abbildung 3.2(c) dargestellt.

Skelettierte Folie

Mittels Modifikation des bereits genannten Foliendesigns im Bereich des Gehörgangzapfens lässt sich ein weiteres Design zur Reduktion des Okklusionseffekts realisieren. Dies soll durch zwei längliche Aussparungen und einer daraus resultierenden Verringerung der Auflagefläche des Zapfens im Bereich der ersten Gehörgangskrümmung erreicht werden. Dabei ist die Dimensionierung und Position der Ausfräsungen abhängig von der Form und Größe des Zapfens, da das verbleibende Material zwischen den Aussparungen aus Gründen der Stabilität eine Mindestbreite von ca. 3 mm aufweisen sollte. Die Ventkonfigurationen dieses Designs waren bei der Fertigung «geschlossen» und «1 mm». Die jeweiligen Bohrungen für Schall- und Sondenschlauch wurden bei diesem Design, aufgrund der hohlen Zapfenform, als Tunnelbohrungen realisiert. Diese Sonderform von Bohrung verläuft innerhalb eines zusätzlichen Kanals und ermöglicht somit die Bohrung durch Bereiche der Otoplastik verlaufen zu lassen die normalerweise kein Material enthalten, wie im Fall des Gehörgangzapfens beim Foliendesign. Hierbei hat sich beim Testdruck mit Prototypen eine Kanaldicke von 0,8 mm bewährt. Ein digitales Modell im skelettierten Folien-Design ist in Abbildung 3.2(d) dargestellt.

Notched Vent

Das Notched-Vent-Design lehnt sich stark an die Entwürfe von Bayer (2002) an. Dieses Design zeichnet sich durch eine großzügige Aussparung im Bereich der ersten

Gehörgangskrümmung aus. Dadurch soll vor allem die Transmission des über den Kiefergelenkkopf übertragenen Schalls verringert werden und damit zu einer Reduktion des Okklusionseffekts führen. Die Belüftungsbohrung wird dadurch in zwei Hälften unterteilt. Für eine vereinfachte Fertigung und besseren Vergleichbarkeit wurden die Ventilationsbohrungen der in dieser Studie gefertigten Notched-Vents in ihrer Länge und ihrem Durchmesser immer identisch dimensioniert. Die Lage der charakteristischen Aussparung wurde anhand der zuvor ermittelten Position des Kiefergelenkkopfes, wie in Abschnitt 3.2 beschrieben, bestimmt. Die Tiefe der Aussparung wurde in Abhängigkeit vom jeweiligen Zapfenquerschnitt festgelegt. Bei der Fertigung wurde eine maximale Tiefe von ca. 50 % des Zapfenquerschnitts nicht überschritten. Dies erfolgte einerseits aus Stabilitätsgründen, da der Zapfen beim Ein- und Aussetzen in den Gehörgang teils stärkeren Belastungen ausgesetzt ist. Andererseits musste im verbleibenden restlichen Teil des Zapfens ausreichend Raum für den Schallkanal und die Sondenschlauchbohrung vorhanden sein. Dieses Design wurde in den Ventkonfigurationen «geschlossen» und «1,3 mm» gefertigt. Ein digitales Modell im Notched-Vent-Design ist in Abbildung 3.2(e) dargestellt.

Nugget

Dieses Design stellt eine Weiterentwicklung des Notched-Vent-Designs dar und ist deshalb auf dessen Designursprünge zurückzuführen (Bayer, 2002; Voogdt, 2011). Der maßgebliche Unterschied besteht in einer radikalen Reduzierung des Zapfenquerschnitts und einer daraus einhergehenden Öffnung der Otoplastik im Bereich der ersten Gehörgangskrümmung. Durch die auf ein Minimum reduzierte Kontaktfläche zum knorpeligen Teil soll die Transmission von körpereigenen Schallanteilen verringert werden, was zu einer Minderung des Okklusionseffekts soll. Die mediale Abdichtzone des Zapfens ist hierbei identisch zu der des Notched-Vent-Designs, bleibt im Unterschied zu diesem jedoch als einzige Abdichtzone erhalten, deshalb erforderte dieser Bereich des Gehörgangszapfens bereits bei der Fertigung des Grunddesigns höchste Aufmerksamkeit. Für einen ordnungsgemäßen Sitz und dementsprechend gute Abdichtung des Gehörgangsvolumens musste die besagte Abdichtzone in ausreichender Größe dimensioniert werden. Die gefertigten Ventkonfigurationen waren «geschlossen» und «1,3 mm». Ein digitales Modell im Nugget-Design ist in Abbildung 3.2(f) dargestellt.

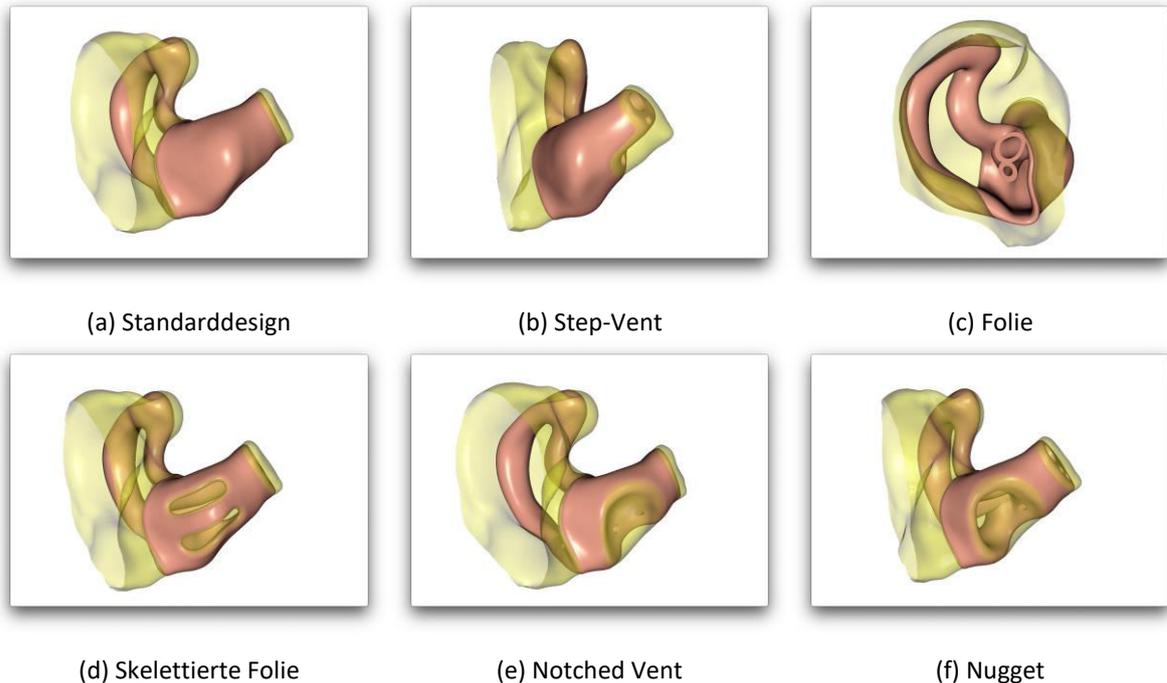


Abbildung 3.2: Digitale Modelle der verwendeten Otoplastikdesigns. Dargestellt sind 6 verschiedene Designs mit Ventilationsbohrung, die alle aus der gleichen Serie eines Probanden stammen. Die Unterschiede der einzelnen Designs beschränken sich ausschließlich auf die Formgebung des Zapfens. Dabei bleibt der Zapfen des Standarddesigns in 3.2(a) überwiegend unbearbeitet. Beim Step-Vent-Design in 3.2(b) wird zur Verkürzung der Ventilationsbohrung eine Abstufung in den Zapfen eingearbeitet. Das Folien-Design in 3.2(c) zeichnet sich durch eine Aushöhlung des Zapfens aus, durch die sich eine noch weitere Verkürzung der Ventilationsbohrung erreichen lässt. Eine modifizierte Variante des Folien-Designs stellt das Design Skelettierte Folie in 3.2(d) dar, das durch Einbringen von länglichen Aussparungen im Zapfen die Kontaktfläche zum Gehörgang reduziert. Das Notched-Vent-Design in 3.2(e) weist eine charakteristische Aussparung im Bereich der ersten Gehörgangskrümmung aus, die ebenfalls den Kontakt zum Gehörgang reduziert. Die Weiterentwicklung des Notched-Vent-Designs stellt das Nugget Design in 3.2(f) dar, bei dem der Zapfenquerschnitt sehr stark reduziert wird und somit eine Öffnung des Gehörgangs vor dessen ersten Krümmung erfolgt.

3.4 Messaufbau und Messtechnik

Die Messungen am Probanden fanden mithilfe des in Tabelle 3.3 aufgelisteten Equipments, in einer Messkabine (Raum G 001) des Deutschen Hörgeräte Instituts statt. Hier erfolgte der in Abbildung 3.3 schematisch dargestellt Messaufbau. Der Messraum zeichnet sich durch einen für tonaudiometrische Messungen geeigneten Hintergrundschaallpegel, sowie eine akustische Behandlung der Decken und Wände aus, und hat eine Grundfläche von 11,7 m². Ein Freifeldlautsprecher, Freifeldmikrofon und Touchscreen-Monitor wurden in einem Abstand von 1 m zum Kopf des Probanden positioniert. Die Aufstellung erfolgte leicht asymmetrisch zu den Wänden im Versuchsraum, um Raummoden auszuweichen.

Der Sitzplatz des Probanden wurde so ausgerichtet, dass der Versuchsleiter ungehinderten Zugang zu dessen Ohren hatte. Gleichzeitig wurde auf diese Weise ein Abwenden der Versuchsperson von den jeweils verwendeten Otoplastiken erreicht. Somit war eine Einsicht der aktuellen Messkondition durch die Versuchsperson gar nicht oder nur erschwert möglich. Am jeweiligen Messohr des Probanden erfolgte die Anbringung eines Sondenschlauchmikrofons mittels Ohrhaken, an dem ebenfalls ein 1/4" Freifeldmikrofon mit Vorverstärker befestigt war, wie in 3.4b abgebildet. Dieses Freifeldmikrofon diente während der Messung mit der eigenen Stimme des Probanden als Referenzmikrofon zur Pegelbestimmung vor dem Ohr. Die objektiven Messungen wurden dabei immer an nur einem Ohr pro Messtermin durchgeführt. Der Knochenleitungshörer wurde mithilfe des zugehörigen Kopfbügels mittig auf der Stirn des Probanden angelegt. Dieses Vorgehen führt gemäß Literatur zu geringeren im Gehörgang erzeugten Pegeln (Fagelson und Martin, 1998). Allerdings wirkte sich diese Position positiv auf den, durch die bereits platzierte Messausrüstung, begrenzten Raum hinter dem Ohr der Versuchsperson aus. Gleichzeitig verringert sich durch die größere Entfernung zum Ohr der mögliche Einfluss von Luftschallabstrahlung durch den Knochenleitungshörer auf die Messung. An die im Gehörgang des Probanden befindliche Otoplastik wurden Hörsystem-Dummies angekoppelt. Dabei handelt es sich um ein spezialangefertigtes System, das sich aus Hörsystem-Dummies in Festwinkel-HdO-Bauweise und einem zugehörigen Vorschaltgerät zusammensetzt, im Anhang abgebildet in (Abbildung 6.1). Das Vorschaltgerät kann dann per Klinkenstecker mit einem Audiointerface zur Wiedergabe von Signalen über den jeweiligen Hörsystemhörer verbunden werden, sowie zur Aufnahme der an den Hörsystemmikrofonen anliegenden Signale. Hierbei findet innerhalb der Hörsystem-Dummies keine Echtzeit-Verarbeitung und somit auch keine Verstärkung des Signals statt, da diese ausschließlich die bereits beschriebenen Wandler enthalten.

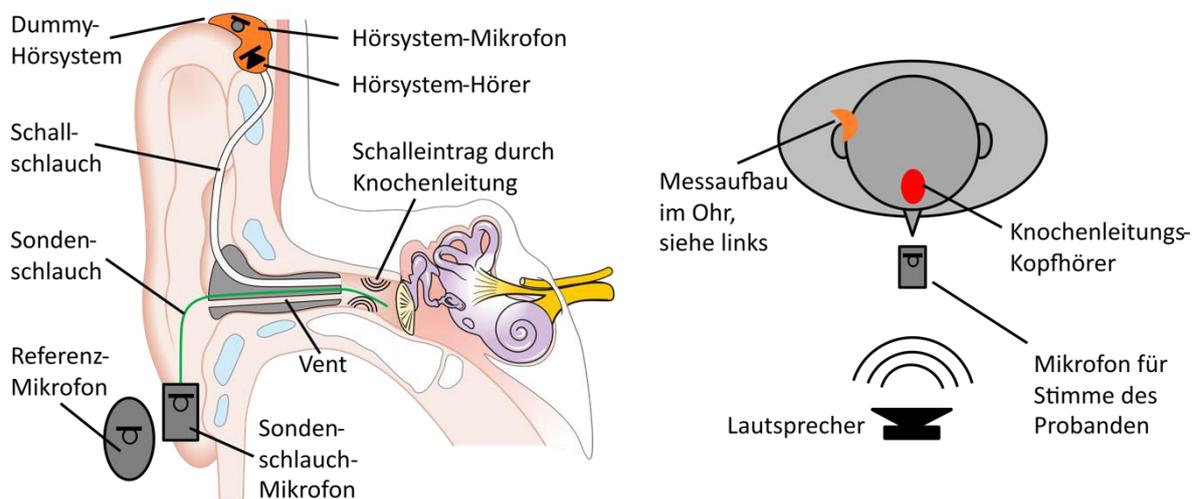


Abbildung 3.3: Schematischer Messaufbau, modifiziert aus UK Cancer Research, 2014. Im Bild links: Messaufbau am Ohr des Probanden mit eingesetzter Otoplastik.

Im Bild rechts: Messaufbau mit Proband im Versuchsraum mit einer Entfernung zum Lautsprecher von 1 m.

Die Probandenmessungen wurden mithilfe eines Matlab-Skripts durchgeführt, das die Testsignale in Form von Exponentialweeps, über Freifeldlautsprecher, Knochenleitungs- und den jeweiligen Hörsystem-Dummy-Hörer wiedergibt und simultan die einzelnen Impulsantworten aufzeichnet.

Im ersten Teil der Messung wurde nach der Multi-Exponential-Sweep-Methode, wie in Unterabschnitt 2.3.2 beschrieben, über jede Signalquelle ein Exponentialweep mit einer Einzellänge von 11,43 s in einem Frequenzspektrum von 30 bis 22050 Hz und einem Schalldruckpegel von 75 dB SPL wiedergegeben. Der über den Knochenleitungshörer wiedergegebene Pegel lag knapp unter dessen Verzerrungsschwelle, die bereits im Vorfeld bestimmt wurde.

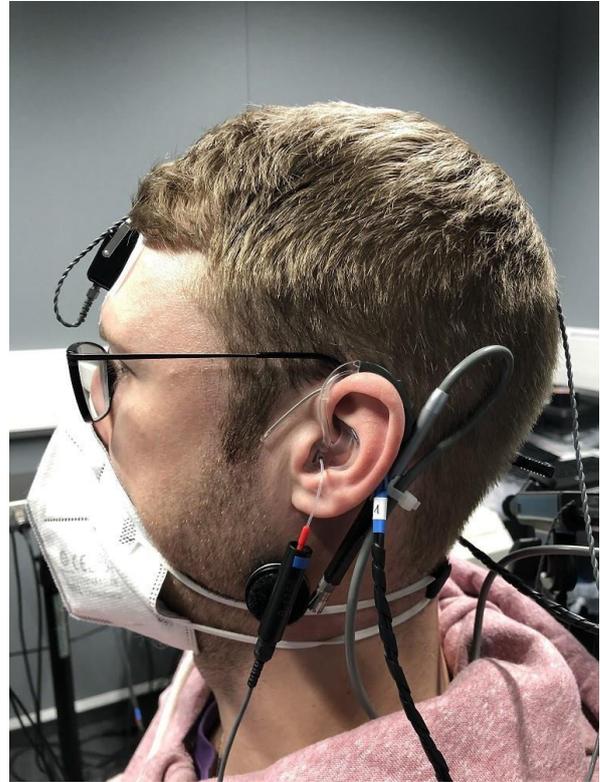
Die Wiedergabe der Exponentialweeps erfolgte über alle Signalquellen gleichzeitig mit einem jeweiligen zeitlichen Versatz von 0.3 s. Bei einer Gesamtanzahl von vier Signalquellen und einer Raumnachhallzeit von ca. 0.3 s, ergab sich eine Messdauer von insgesamt 12,63 s. Hierbei lief die Messung immer so, als würden vier Signalquellen vorliegen, wobei allerdings bei der Messung am jeweiligen Ohr keine Wiedergabe über den kontralateral angekoppelte Hörsystem-Dummy-Hörer erfolgte, welcher daher praktisch stumm

geschaltet ist. Dadurch wurde eine klare Zuordnung der jeweiligen Messeite ermöglicht. Die Kombination aus drei Signalquellen und sieben Eingängen ergab somit 21 Impulsantworten, mit denen sich die Systeme aus den jeweiligen Ein- und Ausgängen bestimmen ließen. Zu Beginn erfolgte die Messung am offenen Ohr, jede weitere Messung wurde dann mit jeweils einer der zwölf angefertigten Otoplastiken durchgeführt, woraus sich demnach 13 Messkonditionen pro Messtermin ergaben.

Im zweiten Teil der Messung wurde der Proband angewiesen, nachdem der Versuchsleiter den Raum verlassen hatte, die partikelfiltrierende Halbmaske abzunehmen. Nun erfolgte die Aufnahme der Vokalisierung des Probanden parallel über alle Eingänge. Verwendet wurde dabei der Vokal [a], da dieser in den Pilotdaten das breiteste Frequenzspektrum aufwies, und der Vokal [i], da dieser laut Literatur den ersten Formanten im hochwirksamen Bereich des Okklusionseffekts von 300 Hz aufweist. Weiterhin handelt es sich bei [i] um einen geschlossenen Vokal, der generell zu höheren Pegeln von körpereigenem Schall innerhalb des Sprechtrakts führt (Dillon, 2012, S. 142). Zur Sicherstellung eines ausreichenden SNRs des aufgenommenen Signals wurde in einer Entfernung von 1 m zum Probanden ein 1/2"-Freifeldmikrofon und ein Touchscreen-Monitor positioniert. Diese sind im Hintergrund in Abbildung 3.4(a) zu sehen. Über diesen Monitor wurde während der Vokalisation eine grafische Benutzeroberfläche mittels Matlab präsentiert, die den momentanen Schalldruckpegel am 1/2"-Freifeldmikrofon und einen zugehörigen Soll-Bereich visualisiert, mit der Anweisung, den Pegel bei der Vokalisation für ca. sieben Sekunden in diesem Soll-Bereich zu halten. Das Matlab-Skript separierte während der Aufnahme automatisch den Teil des gemessenen Signals, der für den Zeitraum von 7 s bei 65 dB sound pressure level (SPL) lag, in einem Toleranzbereich von ± 2 dB SPL. Nach beendeter Aufnahme wurde mittels Touchscreen-Monitor eine Bewertungsskala eingeblendet, die dann vom Probanden zur Bewertung der jeweiligen Otoplastik genutzt werden konnte.



(a) Versuchsraum mit Proband. Auf der rechten Seite ist das Audio Interface, im Hintergrund der Freifeldlautsprecher, das 1/2"-Freifeldmikrofon und der Touchscreen-Monitor für Anweisungen an den Probanden zu sehen. Unter dem Stuhl des Probanden befinden sich Mikrofon-Speisegerät, Sondenschlauchmikrofon-System und das Vorschaltgerät für die Hörsystem-Dummies.



(b) Nahaufnahme des Probanden mit auf der Stirn platziertem Knochleitungshörer, Dummy-Hörsystem hinter dem Ohr und im Gehörgang befindlichen Otoplastik mit eingesetztem Sondenschlauch. Unterhalb des Lobulus ist das Sondenschlauchmikrofon mit daran angebrachtem 1/4"-Freifeldmikrofon zu sehen.

Abbildung 3.4: Fotografien des Versuchsaufbaus im Messraum mit Proband.

Tabelle 3.3: Im Rahmen der Messung und Kalibrierung verwendetes Equipment

Equipment	Bezeichnung	Seriennummer
Laptop	Lenovo ThinkPad T490 16 GB RAM, Intel i7-8565U	ID: 4B3C7371-F486-46ED-90C9-EEC7E4EEF127
Betriebssystem	Windows 10 Pro 64-Bit v2004	PF-21XHBQ 19/12
Matlab	R2020a v9.8.0.1323502	–
Touchscreen-Monitor	Iiyama ProLite T1532MSC	1131143200067
Pistonphon	Brüel & Kjær 4228	2871596
Ohrsimulator	Brüel & Kjær 4157	2261871
1/2" Mikrofon	Brüel & Kjær 4190	2979848
1/2" Vorverstärker	Brüel & Kjær 2669	3244959
1/4" Mikrofon	Brüel & Kjær 4939	2327668
1/4" Vorverstärker	Brüel & Kjær 2670	2249710
Mikrofon-Speisegerät	Brüel & Kjær 2829	3262624
Sondenmikrofonsystem	Etymotic ER-7C Series B	B-1256
Freifeldlautsprecher	Genelec 8351A	8351AP61000779
Audio Interface	RME Fireface 802	23861608
Knochenleitungshörer	RadioEar B-71	–
Hörsystem-Dummies	audifon Sonderanfertigung	–

3.5 Kalibrierung

Um eine pegel- und frequenzrichtige Messung zu gewährleisten, mussten die verwendeten Freifeld-Mikrofone und Hörsystem-Dummy-Mikrofone kalibriert sowie das Sondenmikrofonsystem entzerrt werden. Weiterhin wurde eine Kalibrierung des Knochenleitungshörers und der Hörsystem-Dummy-Hörer, sowie eine Entzerrung des Freifeldlautsprechers durchgeführt.

Die Einstellung der Mikrofonempfindlichkeit von 1/2"- und 1/4"-Freifeldmikrofon erfolgte mittels kalibriertem Pistonphon bei einem 250-Hz-Sinuston und einem Pegel von 123,93 dB SPL.

Die Kalibrierung der Hörsystem-Dummy-Mikrofone ist im Anhang in Abbildung 6.5 dargestellt und erfolgte mithilfe des vorher kalibrierten 1/2"-Mikrofon und einem Schmalbandrauschen, welches mit einer Mittenfrequenz bei 1 kHz über den zuvor kalibrierten Freifeldlautsprecher aus einer Entfernung von 1 m abgegeben wurde.

Das Sondenmikrofonsystem wurde mithilfe von dessen integriertem Kalibrator bei 1 kHz und 94 dB SPL kalibriert und anschließend mittels eines vorher bestimmten Filters entzerrt, das den Empfindlichkeitsunterschied zu einem 1/2"-Mikrofon im Freifeld frequenzabhängig korrigierte.

Der Knochenleitungskopfhörer wurde bereits im Vorfeld der Messungen nach DIN EN ISO 389-3 kalibriert. Die Kalibrierung erfolgte im Frequenzbereich zwischen 250 Hz und 8 kHz. Hierbei wurde der Wiedergabepegel zur Maximierung des erzeugten Pegels im Gehörgang frequenzabhängig kurz unter der Verzerrungsschwelle gewählt. Die Hörsystem-Dummy-Hörer wurden mittels Ohrsimulator nach DIN EN 60318-4 kalibriert, wie im Anhang in Abbildung 6.4 dargestellt. Hierzu wurde ein 1 kHz Schmalbandrauschen verwendet. Durch die Kalibrierung bei 1 kHz wurden in der späteren Messung sämtliche weitere Frequenzen des Hörers mit demselben Pegel angesteuert, was aufgrund des Frequenzgangs des Hörsystem-Dummy-Hörers dazu führt, dass der über einen Lautsprecher abgegebene Pegel einem ähnlichen entspricht, der bei Abgabe über einen Hörsystem am TF messbar wäre. Zur Entzerrung des Freifeldlautsprechers wurde weißes Rauschen über selbigen abgegeben und simultan über das zuvor kalibrierte 1/2"-Mikrofon in einer Entfernung von 1 m aufgezeichnet. Anschließend erfolgt die Berechnung eines inversen Filters, das dann im Folgenden bei allen Messungen angewendet wird.

3.6 Validierung

Während der Probandenmessungen wurden im Rahmen der Messmethodvalidierung zwei Sondermessungen an einem kleinen Anteil der Probandengruppe durchgeführt. Die erste Sondermessung diente zur Bestimmung des Rauschteppichs, vor deren Start alle Ausgänge des Messaufbaus durch den Versuchsleiter abgeschaltet werden, wodurch keine Ausgabe des Messsignals erfolgt. Somit wird der Rauschteppich des Versuchsraumes über sämtliche Eingänge des Messaufbaus erfasst. Diese Messung erfolgt am offenen Ohr und mit eingesetzter Standard-Otoplastik in der Ventkonfiguration «1 mm». Zur Berechnung des Rauschteppichs wurden die Rauschaufnahmen analog zu den Impulsantworten aus den regulären Messungen verarbeitet, siehe dazu Abschnitt 3.9. Aufgrund der Ähnlichkeit der Messwerte, erfolgte eine Mittelung der Übertragungsfunktionen des Rauschteppichs bei offenem Gehörgang und mit eingesetzter Standard-Otoplastik, über die Pegel. Zur besseren Einschätzung des SNRs wird die gemittelte Übertragungsfunktion des Rauschteppichs dann in einzelne Darstellungen eingefügt, wie in Abbildung 3.5 dargestellt.

In der zweiten Sondermessung wurde die Repositionierungsgenauigkeit des Knochenleitungshörers überprüft. Bei der Platzierung des Knochenleitungshörers auf der Stirn des Probanden, wurde nach kurzer Zeit ein großer Druck durch den Kopfbügel ausgeübt. Dies führte in ersten Testmessungen zu schmerzhaften Druckstellen und weiteren Beschwerden, wie Kopfschmerzen. Demnach war ein über den kompletten Messvorgang andauerndes Tragen des Knochenleitungshörers dem Probanden gegenüber nicht zumutbar. Somit wurde der Knochenleitungshörer unmittelbar nach der Übertragungsfunktionsmessung durch den Versuchsleiter abgenommen und erst nach dem Einsetzen der nachfolgenden Otoplastik wieder auf die Stirn der Versuchsperson aufgesetzt. Für eine präzisere Repositionierung wurde die primär gewählte Position mittels Pflasterband auf der Stirn des Probanden markiert. Diese Markierungen sind im Anhang in Abbildung 6.2 abgebildet. Zur Feststellung, welchen Einfluss dieser Umstand auf die Messung der Übertragungsfunktion Knochenleitungshörer/In-situ-Sonde hat, wurden an einzelnen Probanden zusätzliche Messreihen durchgeführt. Diese setzten sich aus fünf identischen Messwiederholungen mit eingesetzter Standard Otoplastik mit 1 mm Ventdurchmesser zusammen. Dabei entfernte der Versuchsleiter nach jeder einzelnen Messwiederholung den Knochenleitungshörer einschließlich Kopfbügel vollständig vom Kopf der Versuchsperson und platzierte diesen anschließend wieder an derselben, vorher mit Pflasterband markierten Position. In Abbildung 3.5 werden die Übertragungsfunktionen von allen Messreihen mit Auf- und Absetzen des Knochenleitungshörers dargestellt. Die fünf Messwiederholungen für einen Probanden sind jeweils derselben Farbe zugeordnet. Hierbei lässt sich eine relativ gute Wiederholgenauigkeit bei kurzzeitigem Absetzen des Knochenleitungshörers vermuten, da die Übertragungsfunktionen von jeweils derselben Farbe ab einer Frequenz von ca. 250 Hz sehr ähnlich verlaufen. Für die Darstellung ist ein Frequenzbereich bis 4 kHz gewählt, da die Kalibrierung des Knochenleitungshörers zwar bis 8 kHz vorgenommen wurde, dessen Verwendung in der audiologischen Praxis sich aber überwiegend auf einen Verwendungsbereich zwischen 125 Hz und 4 kHz beschränkt. Weiterhin sind die Messwerte bei Frequenzen > 4 kHz von starken Schwankungen betroffen, aufgrund des hohen Rauschteppichs in diesem Bereich, wie in Abbildung 6.10 im Anhang zu sehen ist.

Bei der Betrachtung einer einzelnen Messreihe eines Probanden, dargestellt im Anhang in Abbildung 6.6, zeigt sich ein sehr ähnlicher Verlauf der Übertragungsfunktionen aus den Einzelmessungen. Dies lässt ebenfalls eine sehr gute Reproduzierbarkeit der Messung mit dem Knochenleitungshörer vermuten, wenn dieser kurzzeitig zwischen den Messungen abgenommen wurde.

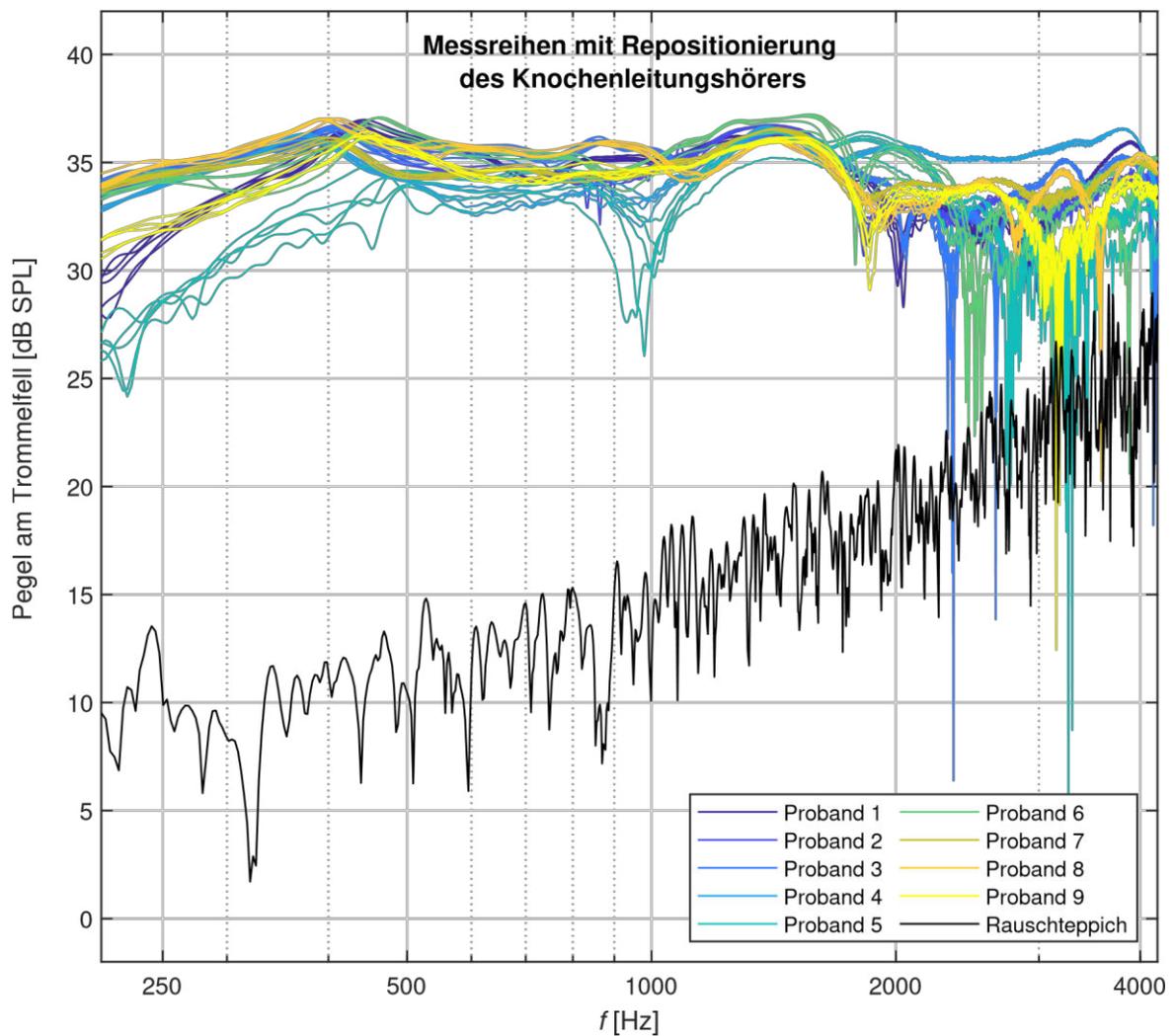


Abbildung 3.5: Messreihen mit Auf- und Absetzen des Knochenleitungshörers und eingesetzter Standard-Otoplastik mit Ventkonfiguration «1 mm». Innerhalb einer Messreihe wurde der Knochenleitungshörer für eine Dauer von ca. 5 Sekunden vom Kopf des Probanden entfernt und anschließend an derselben Stelle wieder aufgesetzt.

3.7 Durchführung

In den Vorbereitungen der Probandenmessung wurden die Otoplastiken desselben Designs paarweise in einem Sortierkasten vorbereitet. Die Messreihenfolge wurde nach dem Prinzip des Lateinischen Quadrats bestimmt (Grant, 1948), um Reihenfolgeeffekte auszuschließen. Vor der Messung mussten vom Probanden die Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie, sowie das Hygienekonzept unterzeichnet werden. Die Dokumente sind im Anhang unter Probandeninformation und Hygienekonzept dargestellt. Eine Teilnahme am Versuch war ohne Unterzeichnen der jeweiligen Dokumente nicht möglich. Der Versuchsleiter begann mit der Otoskopie an beiden Probandenohren, um eventuelle Verletzungen oder Verunreinigungen durch Cerumen auszuschließen, die den Messvorgang beeinträchtigen können. Anschließend händigte der Versuchsleiter Standardgehörschutzstöpsel aus und wies den Probanden an, diese so dicht wie möglich in den Gehörgang einzuführen, um ein Maximum an Okklusion zu erzeugen. Der Proband erhielt dann eine Leseprobe, die inhaltlich dem Hygienekonzept entsprach, mit der Anweisung, diese in gewöhnlicher Sprechlautstärke vorzulesen. Das Einsetzen von Standardgehörschutzstöpseln führte in den meisten Fällen zu einer relativ flachen Okklusion des Gehörgangs. Dadurch wird, wie im Grundlagenteil in Abschnitt 2.1 beschrieben, ein maximierter Okklusionseffekt erreicht. Die Versuchsperson erhielt somit einen Eindruck, der als Referenz für die Bewertung der eigenen Stimme im weiteren Verlauf der Messung diente. Nach der Entnahme des Standardgehörschutzes, wurden vom Versuchsleiter der Hörsystem-Dummy und der Ohrhaken mit Sondenschlauch- und Freifeldmikrofon hinter dem Ohr des Probanden auf der zu messenden Seite platziert. Der In-situ-Sondenschlauch wurde dann unter wiederholtem Otoskopieren in den Gehörgang der Versuchsperson eingeführt. Sobald ein Kontakt zum TF durch den Probanden oder den Versuchsleiter wahrnehmbar war, zog dieser den Sondenschlauch um 1 bis 2mm aus dem Gehörgang zurück und positionierte den Sondenschlauchmarker an die Position im Bereich des äußeren Tragusrandes, die damit der Öffnung der jeweiligen Sondenschlauchbohrung entsprach. Die Platzierung des Knochenleitungshörers erfolgte auf der Stirn des Probanden mit Markierung der primären Position mittels Pflasterband, wie bereits in Abschnitt 3.6 beschrieben.

Nun wurde der Proband angewiesen, für ca. 13 Sekunden die Luft anzuhalten, woraufhin der Versuchsleiter die Messung der Übertragungsfunktionen am offenen Gehörgang mittels Matlab-Skript startete. Nach deren Beendigung wurde der Knochenleitungshörer vollständig vom Kopf der Versuchsperson entfernt und die Messung der Vokalisierung

gestartet. Hierbei wurden vom Probanden jeweils die Vokale [a] und [i] so lange vokalisiert, bis für einen Zeitraum von sieben Sekunden der Aufnahmepegel im Bereich von 65 dB SPL \pm 2 dB SPL lag.

Die erste Otoplastik aus der zuvor bestimmten Reihenfolge wurde nun auf der zu messenden Seite in den Gehörgang eingesetzt und dabei der In-situ-Sondenschlauch bis zur vorher gesetzten Markierung in die Sondenschlauchbohrung der Otoplastik eingeführt. Kontralateral wurde die Otoplastik desselben Designs eingesetzt und deren Sondenschlauchbohrung mithilfe von Typenreiniger verschlossen, um eine Ventilationswirkung der offenen Sondenschlauchbohrung zu vermeiden. Nach wiederholter Platzierung des Knochenleitungshörers führte der Versuchsleiter, gemäß der zuvor beschriebenen Methode, erneut die Messungen der Übertragungsfunktionen und der Vokalisierung aus. Nach Beendigung der Vokalisationsmessung mit Otoplastik erhielt der Proband die Anweisung, aus der Leseprobe vorzulesen und anschließend eine Bewertung des Klangs der eigenen Stimme anhand einer mittels Touchscreen dargebotenen Skala, dargestellt im Anhang in Abbildung 6.3, durchzuführen. Die Bewertung der Otoplastik stellt das Ende der jeweiligen Messreihe dar, woraufhin der Versuchsleiter die Otoplastiken aus den Gehörgängen des Probanden entnimmt. Nun wurden die aktuell eingesetzten Otoplastiken durch die nächsten in der Reihenfolge ersetzt, wodurch die nächste Messreihe begann.

Da der gesamte Messvorgang aufgrund der Kombination aus relativ hoher Zahl von insgesamt 13 Messkonditionen pro Ohr (12 Otoplastiken und offener Gehörgang) einen höheren Zeitaufwand von ca. 90 Minuten darstellt, wird nur jeweils eine Seite pro Termin gemessen. Dadurch liegt ein zeitlicher Abstand von mehreren Tagen zwischen den Messungen des linken und des rechten Ohres.

3.8 Vorverarbeitung der Messdaten

Die Vorverarbeitung sowie die weitere Auswertung der Messdaten in Kapitel 4 wurde mit Matlab R2020a unter Windows 10 durchgeführt.

Die im Vorfeld ausgewählten und für die Auswertung der Daten relevanten akustischen Systeme sind in Tabelle 3.4 aufgelistet.

Tabelle 3.4: Folgende elektroakustische Systeme wurden für die Auswertung der Messdaten identifiziert. Die Bezeichnung Eingang/Ausgang beschreibt hierbei den systemseitigen Ein- und Ausgang

Systembezeichnung	Eingang	Ausgang
Okklusionseffekt KL	Knochenleitungshörer	Sondenschlauchmikrofon
Wiedergabebandbreite	Hörsystem-Dummy-Hörer	Sondenschlauchmikrofon
Rückkopplungsneigung	Hörsystem-Dummy-Hörer	Hörsystem-Dummy-Mikrofon
Direktschalldämmung	Freifeldlautsprecher	Sondenschlauchmikrofon

Für eine verbesserte Darstellung der Übertragungsfunktionen von elektroakustischen Systemen erfolgte eine Vorverarbeitung der zugehörigen Impulsantworten. Eine gängige Methode besteht in der Verbesserung der SNR. Hierbei wird der Rauschteppich der Impulsantwort ermittelt, welcher sich über deren gesamte Dauer erstreckt. Der Pegelbereich des Rauschteppichs lässt sich bereits durch grafische Darstellung daran erkennen, dass die Amplitude der Impulsantwort nach einem gewissen Abfall für die restliche Dauer konstant um einen niedrigen Wert schwankt. Anschließend wird mittels Fensterung einen Großteil des im Rauschteppich liegenden Teils der Impulsantwort vom wesentlichen Teil, der sich meist nur über einen kleinen Zeitbereich erstreckt, separiert.

Zur Vorverarbeitung der Messdaten wird ein Matlab-Skript erstellt, welches die absoluten Messwerte der jeweiligen Impulsantworten grafisch darstellt, wie in Abbildung 3.6 veranschaulicht. Da sich ein Großteil der Auswertung in dieser Studie auf tiefere Frequenzbereiche konzentriert, wird zur Verbesserung der Darstellung eine Tiefpassfilterung vorgenommen. Dadurch lassen sich die zeitlich späteren Teile der Impulsantwort, welche tiefen Frequenzen zuzuordnen sind, besser erkennen. Mithilfe dieser Darstellung erfolgt dann die Bestimmung der Fensterungslänge sowie von deren Startpunkt. Abschließend wird dann die Impulsantwort des jeweiligen Systems anhand der gewählten Parameter gefenstert.

In Abbildung 3.7 ist ein Vergleich zwischen Übertragungsfunktionen mit unbearbeiteter und gefensterter Impulsantwort dargestellt. Durch die Fensterung zeigt sich eine deutliche SNR-Verbesserung, die anhand des geringeren Rauschens der im unteren Bereich der Grafik dargestellten Übertragungsfunktion.

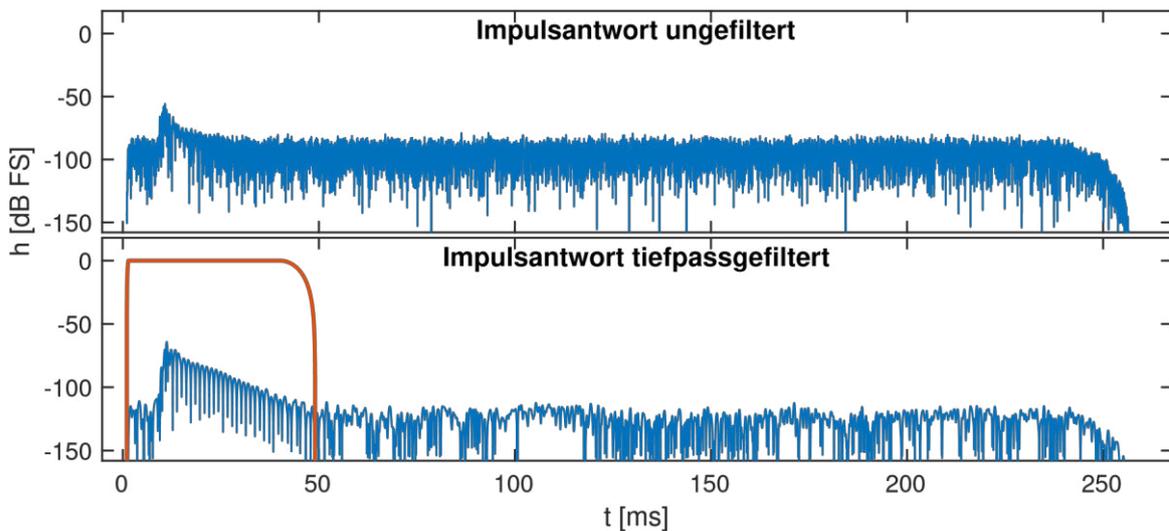


Abbildung 3.6: Grafische Darstellung der Absolutwerte einer Impulsantwort in dB FS. Im unteren Bereich der Grafik wird ein Tiefpassfilter mit Grenzfrequenz $f_g = 2004,55$ Hz angewandt, wodurch die zeitlich späteren Teile der Impulsantwort deutlich zu sehen sind. Der rot markierte Bereich entspricht der Fensterung, welche anschließend auf die Impulsantwort angewendet wird.

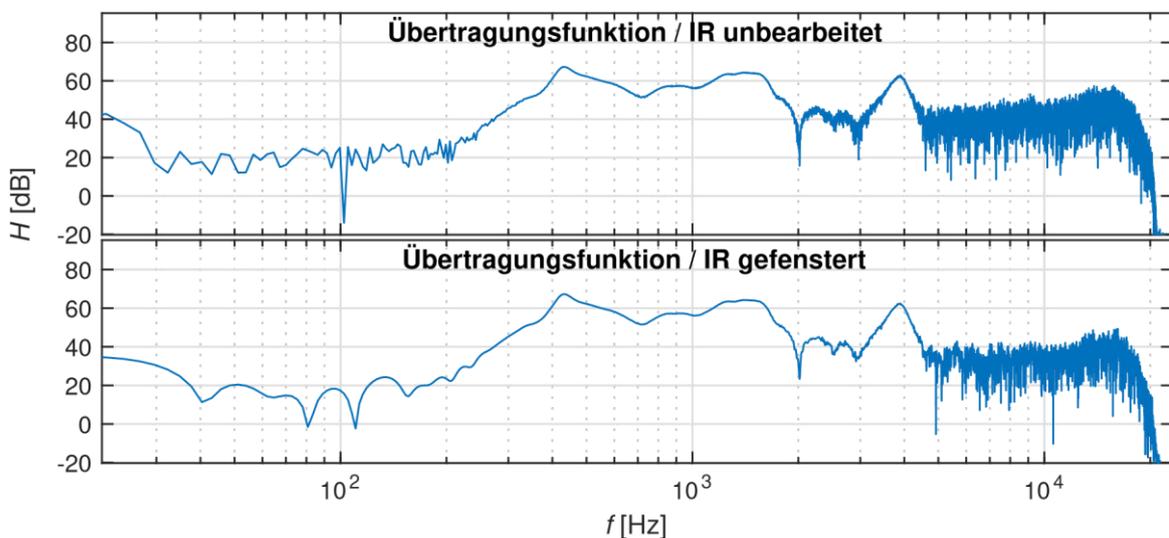


Abbildung 3.7: Grafische Darstellung der Übertragungsfunktionen mit unbearbeiteter und gefensterter Impulsantwort (IR). Im oberen Bereich der Grafik ist die Übertragungsfunktion mit unbearbeiteter, im unteren Bereich mit gefensterter Impulsantwort dargestellt. Aufgrund der Fensterung der Impulsantwort ist bei der Übertragungsfunktion im unteren Bereich der Grafik weniger Rauschen zu erkennen, im Vergleich zur Übertragungsfunktion mit ungefensterter Impulsantwort im oberen Bereich der Grafik.

3.9 Berechnung von Performancemaßen

Hinweis zur Mittelung

Zur besseren Veranschaulichung erfolgte eine Mittelung der jeweiligen Übertragungsfunktionen. Alle über Versuchspersonen gemittelten Kurven wurden dabei über die Pegel der einzelnen Messungen gemittelt.

3.9.1 Okklusionseffekt mit Vokalisation

Der objektive, mittels Vokalisation evozierte Okklusionseffekt wird anhand der $REOG_{VOK}$ -Kurve im REM beschrieben, die sich aus der Differenz des Pegels am TF bei unversorgtem Ohr und dem jeweiligen Pegel am TF bei okkludiertem Gehörgang berechnet. Vor der Differenzbildung wurden die jeweiligen Frequenzbandpegel am Sondenschlauchmikrofon in Bezug zum 1/4Referenzmikrofon vor dem Gehörgang gesetzt, um Pegelschwankungen und Variationen des Spektrums zu minimieren. Die anschließend berechnete Differenz beschreibt den Unterschied zwischen jeweiligem Frequenzbandpegel bei offenem Gehörgang und den entsprechenden Frequenzbandpegel bei geschlossenem Gehörgang, jeweils gemessen vor dem TF. Somit konnte eine frequenzabhängige Funktion der Verstärkung des okkludierten Ohres für die einzelnen Otoplastiken aufgestellt werden, welche zur weiteren Auswertung als Übertragungsfunktion des Okklusionseffekts bei Vokalisation verwendet wird.

Dadurch ergaben sich aus insgesamt zehn binauralen Messvorgängen pro Otoplastik, in der Summe 20 Messungen bzw. Übertragungsfunktionen pro Otoplastik. Eine Übersicht aller ermittelten $REOG_{VOK}$ -Übertragungsfunktionen, in Abhängigkeit vom jeweiligen Probanden und Messeite, ist im Anhang in Abbildung 6.8 und Abbildung 6.9 dargestellt. Für eine übersichtlichere Darstellung wurden die zuvor errechneten Funktionen der $REOG_{VOK}$ für jedes Otoplastikdesign über die Pegel aller Messungen gemittelt und zwischen Vokalisation mit [a] und [i] unterschieden. Aufgrund von fehlerhaften Datensätzen sind für eine Messeite eines Probanden bei der Vokalisation mit [a] keine Messdaten vorhanden. Deshalb wird bei den Messergebnissen mit [a] für jedes Otoplastikdesign über 19 Messungen gemittelt. Weiterhin werden für die Auswertung des Otoplastikdesigns Skelettierte Folie «1 mm» bei Vokalisation [i] nur 19 Messungen gemittelt, was ebenfalls einem fehlerhaften Datensatzes eines Probanden zuzuschreiben ist.

3.9.2 Okklusionseffekt mit Knochenleitung

Für die Berechnung der Übertragungsfunktionen wurden die vorverarbeiteten Impulsantworten des Systems Knochenleitungshörer/Sondenschlauchmikrofon verwendet. Die Vorverarbeitung wird in Abschnitt 3.8 erläutert. Mittels DFT erfolgte eine Abbildung der Impulsantworten in den Frequenzbereich, wie in Unterabschnitt 2.3.1 beschrieben. Die DFT wurde mit einer Blocklänge von $N = 2^{14}$ angewandt, um mittels Zero-Padding die Frequenzabtastrung so weit zu steigern, dass die Frequenzen 250 Hz, 500 Hz und 750 Hz für die spätere Berechnung eines Dreifrequenzmittels mit einer Toleranz von ± 1 Hz abgebildet werden. Aus dem Frequenzspektrum der jeweiligen Messkondition ergibt sich damit die Übertragungsfunktion für die jeweilige verwendete Otoplastik bzw. den offenen Gehörgang. Im weiteren Verlauf der Auswertung wurde dann je Proband die Übertragungsfunktionen des offenen Gehörgangs von der Übertragungsfunktion der jeweiligen Otoplastik subtrahiert, woraus dann die Übertragungsfunktion für den Okklusionseffekt mit dem Knochenleitungshörer resultiert. Zur übersichtlicheren Darstellung erfolgte pro Otoplastikdesign eine Mittelung der Daten aus allen Probandenmessungen. Eine Übersicht aller Übertragungsfunktionen, in Abhängigkeit von Probanden und Messeite, ist im Anhang in Abbildung 6.10 dargestellt.

3.9.3 Subjektiver Okklusionseffekt

Die Bewertungen der jeweiligen Otoplastik wurden über alle Probanden gemittelt. Während der Messung erfolgte die Bewertung der Otoplastik paarweise, da das einzelne Otoplastikdesign immer binaural verwendet wurde. Da die Messungen von linkem und rechten Ohr in unterschiedlichen Messterminen durchgeführt wurden, fand so für die Bewertung der Otoplastikdesigns und damit den subjektiven Okklusionseffekt ein Re-Test statt. Die einzelnen Bewertungen wurden somit nach Test/Re-Test unterschieden und für die jeweilige Otoplastik über alle Probanden ermittelt. Weiterhin wurde als Streumaß die Standardabweichung der Bewertungen einer jeweiligen Otoplastik berechnet.

Übertragungsfunktionen

Zur Berechnung von allen Übertragungsfunktionen der nachfolgenden Ankopplungseigenschaften, wurden die jeweiligen vorverarbeiteten Impulsantworten verwendet. Die Vorverarbeitung wurde in Abschnitt 3.8 erläutert. Mittels DFT erfolgte eine Abbildung der Impulsantworten in den Frequenzbereich, wie in Unterabschnitt 2.3.1 beschrieben. Hierbei

wurde die DFT immer mit einer Blocklänge von $N = 2^{14}$ angewandt, um mittels Zero-Padding die Frequenzabtastrung so weit zu steigern, dass die Frequenzen 250 Hz, 500 Hz und 750 Hz mit einer Toleranz von ± 1 Hz abgebildet wurden, für die spätere Berechnung eines Dreifrequenzmittels.

3.9.4 Wiedergabebandbreite

Zur Berechnung der Übertragungsfunktion des Hörsystems an das TF, wurden die vorverarbeiteten Impulsantworten des Systems Hörsystem-Dummy-Hörer/Sondenschlauchmikrofon verwendet. Aus dem mittels DFT ermittelten Frequenzspektrum bei jeweiliger Messkondition ergibt sich damit die Übertragungsfunktion des Hörsystems an das TF, bei jeweiliger verwendeter Otoplastik. Eine Übersicht aller ermittelten Übertragungsfunktionen, in Abhängigkeit von Probanden und Messeite, ist im Anhang in Abbildung 6.11 dargestellt. Für eine übersichtlicheren Darstellung erfolgte eine Mittelung der Daten über alle Probanden.

3.9.5 Direktschalldämmung

Für die Berechnung der Übertragungsfunktionen wurden die vorverarbeiteten Impulsantworten des Systems Freifeldlautsprecher/Sondenschlauchmikrofon verwendet. Aus dem mittels DFT ermittelten Frequenzspektrum der jeweiligen Messkondition ergibt sich damit die Übertragungsfunktion bei jeweiliger verwendeter Otoplastik, die im Rahmen des REM auch als REOR beschrieben wird. Analog dazu erfolgte die Ermittlung der Übertragungsfunktion bei offenem Gehörgang, die auch als REUR-Funktion des einzelnen Probanden beschrieben wird. Zur Berechnung der Direktschalldämpfung wurde nun die Übertragungsfunktion mit jeweils eingesetzter Otoplastik (REOR) von der Übertragungsfunktion bei offenem Gehörgang (REUR) subtrahiert. Eine Übersicht aller Übertragungsfunktionen der Direktschalldämpfung, in Abhängigkeit von Probanden und Messeite, ist im Anhang in Abbildung 6.12 dargestellt. Für eine übersichtlichere Darstellung erfolgte eine Mittelung der Übertragungsfunktionen des jeweiligen Otoplastikdesigns über alle Probandenmessungen.

3.9.6 Rückkopplungsneigung

Zur Berechnung der Übertragungsfunktionen werden die vorverarbeiteten Impulsantworten des Systems Hörsystem-Dummy-Hörer/Hörsystem-Dummy-Mikrofon verwendet. Hierbei wurden ausschließlich die Impulsantworten des vorderen, anterior an am Helix befindlichen, Hörsystem-Dummy-Mikrofons verwendet, da dieses Mikrofon durch die kürzere Entfernung zum Gehörgang, den kürzeren und somit empfindlicheren Rückkopplungspfad aufweist. Aus dem mittels DFT ermittelten Frequenzspektrum der jeweiligen Messkondition ergibt sich damit die Übertragungsfunktion bei jeweiliger verwendeter Otoplastik. Eine Übersicht aller Übertragungsfunktionen, in Abhängigkeit von Proband und Messeite, ist im Anhang in Abbildung 6.13 dargestellt. Im Hinblick auf eine übersichtlichere Darstellung in Abbildung 4.10 erfolgt eine Mittelung der Daten aus beiden gemessenen Seiten eines Probanden. Anschließend werden die Daten der jeweiligen Otoplastik über alle Probanden gemittelt.

4 Ergebnisse

4.1 Okklusionseffekt mit Vokalisation

Die Darstellung der gemittelten Übertragungsfunktionen erfolgt in Abbildung 4.1. Dabei erstrecken sich die Daten über einen Frequenzbereich von 50 Hz bis 1 kHz, da die Messung ab 50 Hz stattfindet, die gemittelten Funktionen im Bereich oberhalb von 1 kHz jedoch nur geringfügige Unterschiede aufweisen. Unterhalb von 100 Hz sind die gemessenen Daten als nicht verwertbar zu betrachten, da menschliche Stimmen unterhalb von 100 Hz keine nennenswerte Energie mehr enthalten, weshalb die Kurven in diesem Bereich als unterbrochen dargestellt werden.

Beim Vergleich zwischen den Ergebnissen aus der Messung mit vokalisiertem [a], zu sehen im oberen Koordinatensystem in Abbildung 4.1, und vokalisiertem [i], im unteren Koordinatensystem in dieser Abbildung dargestellt, ist ein Unterschied zwischen dem Frequenzbereich des jeweiligen Pegelmaximums zu erkennen. Die Ergebnisse aus der Messung mit vokalisiertem [a] weisen ein globales Maximum bei 50 Hz auf, gefolgt von einem flachen Pegelabfall über den gesamten Frequenzbereich bis 1 kHz. Bei den dargestellten Ergebnissen aus der Messung mit dem Vokal [i] lässt sich ein sehr flach verlaufendes Maximum im Bereich von 125 bis 500 Hz erkennen sowie ein größerer Unterschied zwischen den Werten einzelner Funktionen des jeweiligen Otoplastikdesigns und generell höher liegende Werte im Vergleich zu den Ergebnissen mit Vokal [a].

Zur weiteren Quantisierung des Okklusionseffekts wurde für jedes Otoplastikdesign der Mittelwert aus den zuvor ermittelten Pegeln der drei Frequenzbänder mit Mittenfrequenz aus dem 250-, 500- und 750-Hz-Band der jeweiligen gemittelten Übertragungsfunktion gebildet, da die Wechselwirkungen durch den Okklusionseffekt und ein wesentlicher Unterschied der erhobenen Messdaten hauptsächlich im Frequenzbereich unter 1 kHz vorhanden sind. Dies ist bei der Betrachtung der gesamten Messdaten, dargestellt im Anhang in Abbildung 6.8 und Abbildung 6.9 zu erkennen. Darüber wurde in der Studie von Kießling et al. (2005) ein identisches Dreifrequenzmittel gewählt,

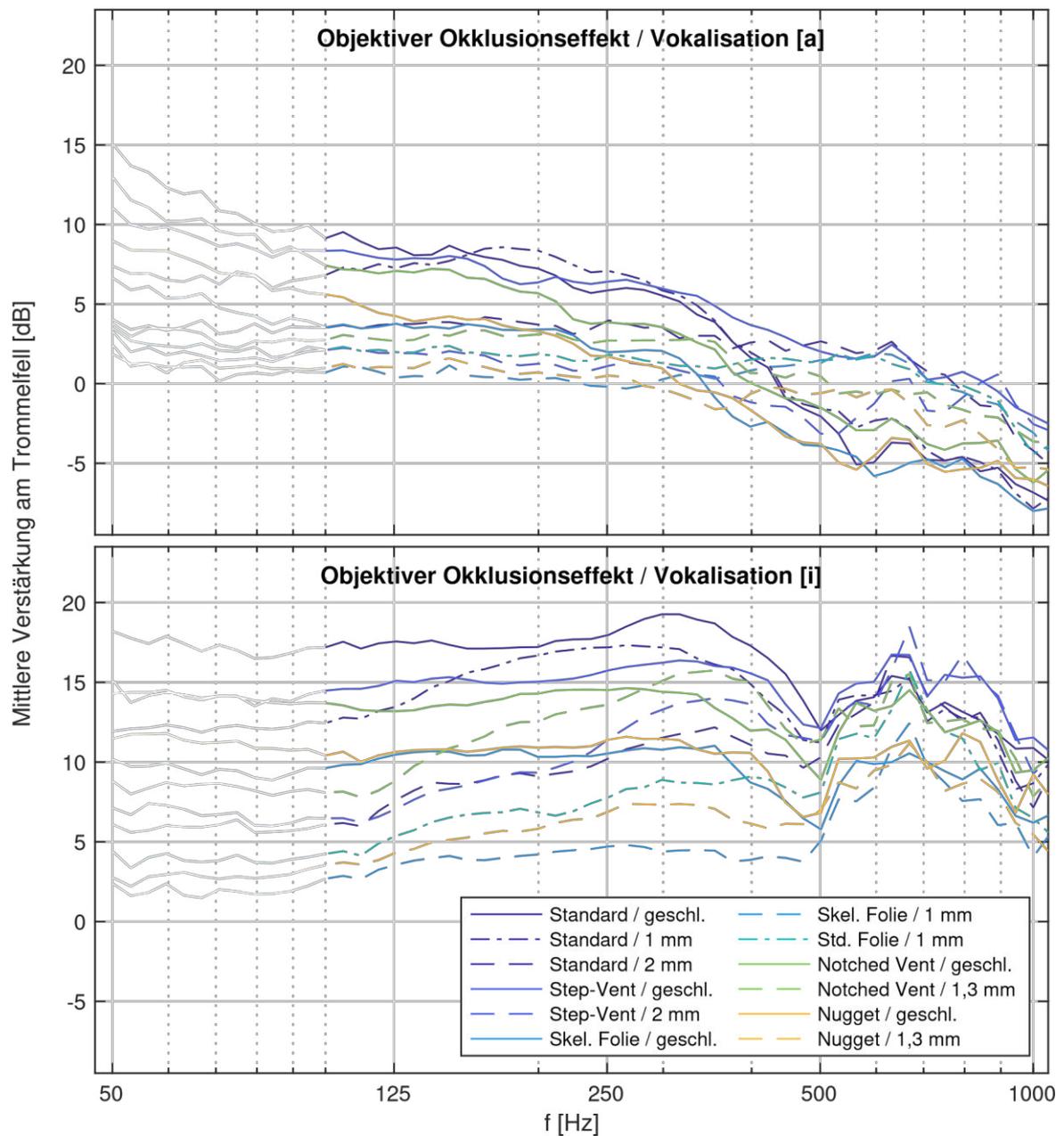


Abbildung 4.1: Gemittelter objektiver Okklusionseffekt bei Stimulus durch Vokalisation. Oberes Koordinatensystem: Vokal [a], unteres Koordinatensystem: Vokal [i]. Für die einzelnen dargestellten Kurven werden die Übertragungsfunktionen des jeweiligen Otoplastikdesigns über alle Probanden gemittelt und je einer Farbe zugewiesen. Unterhalb einer Frequenz von 100 Hz sind die erhobenen Daten als nicht verwertbar zu betrachten und deshalb in den Kurven transparent dargestellt.

was einen späteren Vergleich der ermittelten Ergebnisse zur Literatur in Kapitel 5 begünstigt. Das Dreifrequenzmittel aus den über alle Probanden gemittelten Messungen kann nun als Kennzahl für den Okklusionseffekt der jeweiligen Otoplastik verwendet werden. Eine Darstellung der Dreifrequenzmittel erfolgt in Abbildung 4.2.

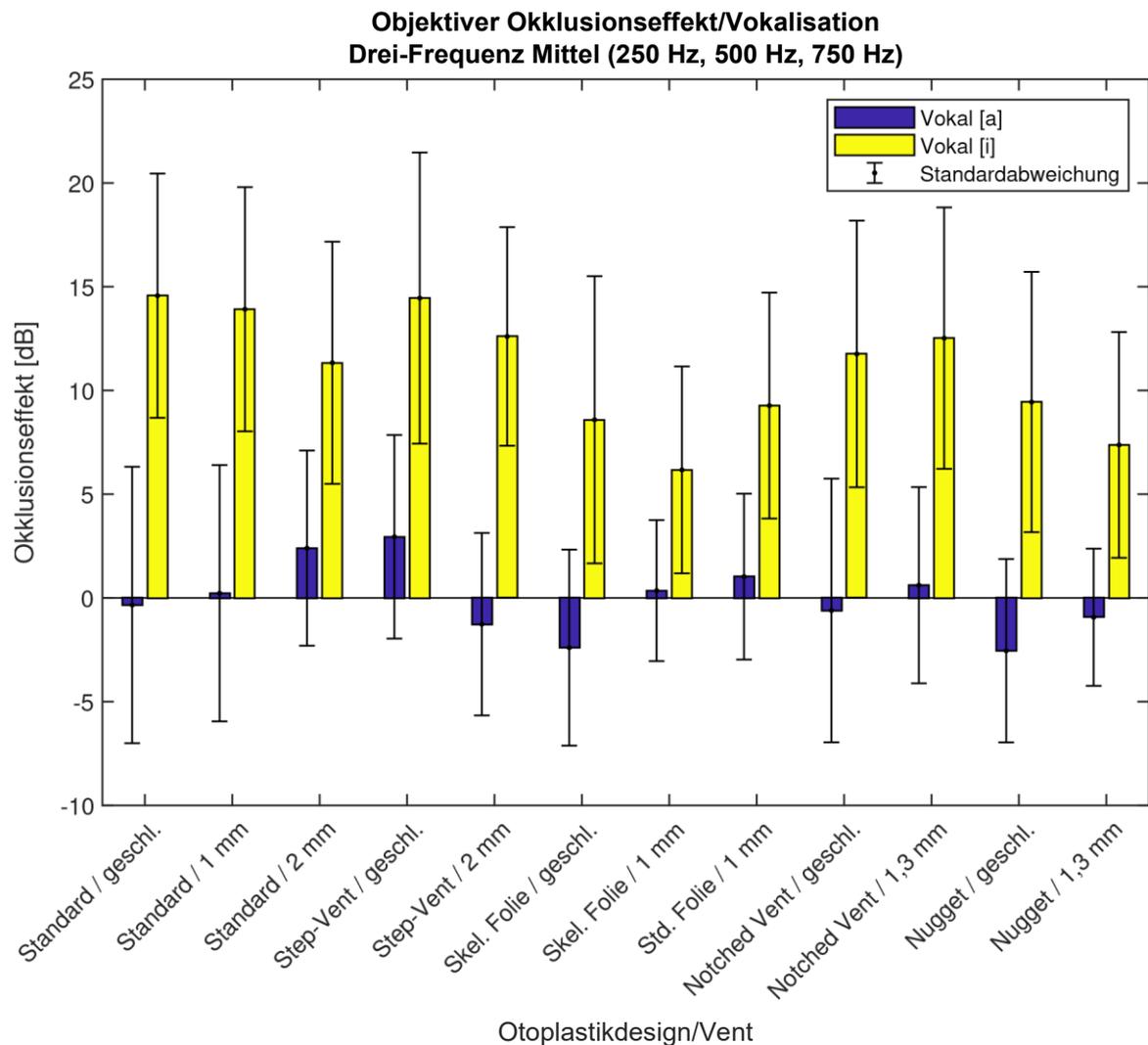


Abbildung 4.2: Objektiver Okklusionseffekt bei Stimulus durch Vokalisation, berechnet aus dem Dreifrequenzmittel bei 250, 500 und 750 Hz, für die verschiedenen Otoplastikdesigns. Die Mittelung erfolgte über alle Probandenmessungen (n=20). Aufgrund eines fehlerhaften Datensatzes wurde bei der den Daten der Vokalisation mit [a] nur über n=19 Messungen gemittelt. Die Ergebnisse des der Vokalisation mit [a] sind in blau dargestellt; die der Vokalisation mit [i] in Gelb.

Bei der Betrachtung der Kennzahlen in Abbildung 4.2 bestätigen sich die bereits zuvor beschriebenen höher liegenden Werte sowie die größeren Unterschiede zwischen den einzelnen Otoplastikdesigns, der Ergebnisse aus den Messungen mit vokalisiertem [i]. Aus diesem Grund werden im weiteren Verlauf der Auswertung für die Messergebnisse mit eigener Stimme, die Daten der Messung mit vokalisiertem [i] verwendet, obwohl diese eine teilweise größere Standardabweichung und damit eine höhere interindividuelle Streuung im Vergleich zum vokalisiertem [a] aufweisen. Der minimale Okklusionseffekt von 6,74 dB wird mit dem Design Skelettierte Folie «1 mm» erreicht, das Maximum von 14,57 dB mit dem Standarddesign «geschlossen», gefolgt von dem Step-Vent-Design «geschlossen» mit 14,45 dB. Die Differenz zwischen den Ventkonfigurationen geschlossen und maximal geöffnet beträgt für Standard-, Step-Vent-, Skel. Folie- und Nugget-Design gemittelt 2,39 dB. Das Notched-Vent-Design wird von der Mittelung exkludiert, da bei diesem Design der Okklusionseffekt mit geschlossener Ventkonfiguration unter dem der offenen liegt, was im Hinblick auf die restlichen Daten eine Ausnahme darstellt.

4.2 Okklusionseffekt mit Knochenleitungshörer

Die Grafik in Abbildung 4.3 zeigt den objektiven, mittels Knochenleitungshörer evozierten Okklusionseffekt (siehe Unterabschnitt 3.9.2). Da Unterschiede zwischen den einzelnen Übertragungsfunktionen oberhalb von 1000 Hz relativ gering sind, erfolgt die grafische Darstellung im Frequenzbereich von 50 bis 1000 Hz.

Die größten Unterschiede zwischen den gemittelten Übertragungsfunktionen in Abbildung 4.3, sind im Frequenzbereich von 50 bis ca. 300 Hz erkennbar. Mit steigender Frequenz verringern sich die Pegelunterschiede, bis ab ca. 1000 Hz nur noch eine sehr geringe Differenz zwischen einzelnen Übertragungsfunktionen zu erkennen ist. Weiterhin weisen alle dargestellten Funktionen des Okklusionseffekts ein globales Maximum bei ca. 300 Hz auf und fallen danach relativ steil mit bis zu 14 dB pro Oktave, ab. Der maximale Okklusionseffekt einer einzelnen Übertragungsfunktion wird bei ca. 300 Hz durch das Standarddesign «1 mm» erreicht.

Zur weiteren Quantisierung des durch Knochenleitung evozierten Okklusionseffekts des einzelnen Otoplastikdesigns, und zur besseren Vergleichbarkeit mit den in Abschnitt 4.1 ausgewerteten Daten des Okklusionseffekts mit eigener Stimme, wurde ebenfalls das Dreifrequenzmittel aus dem 250-, 500- und 750-Hz-Band der jeweiligen gemittelten

Übertragungsfunktion gebildet. Die Darstellung des Dreifrequenzmittels jedes Designs erfolgt in Abbildung 4.4.

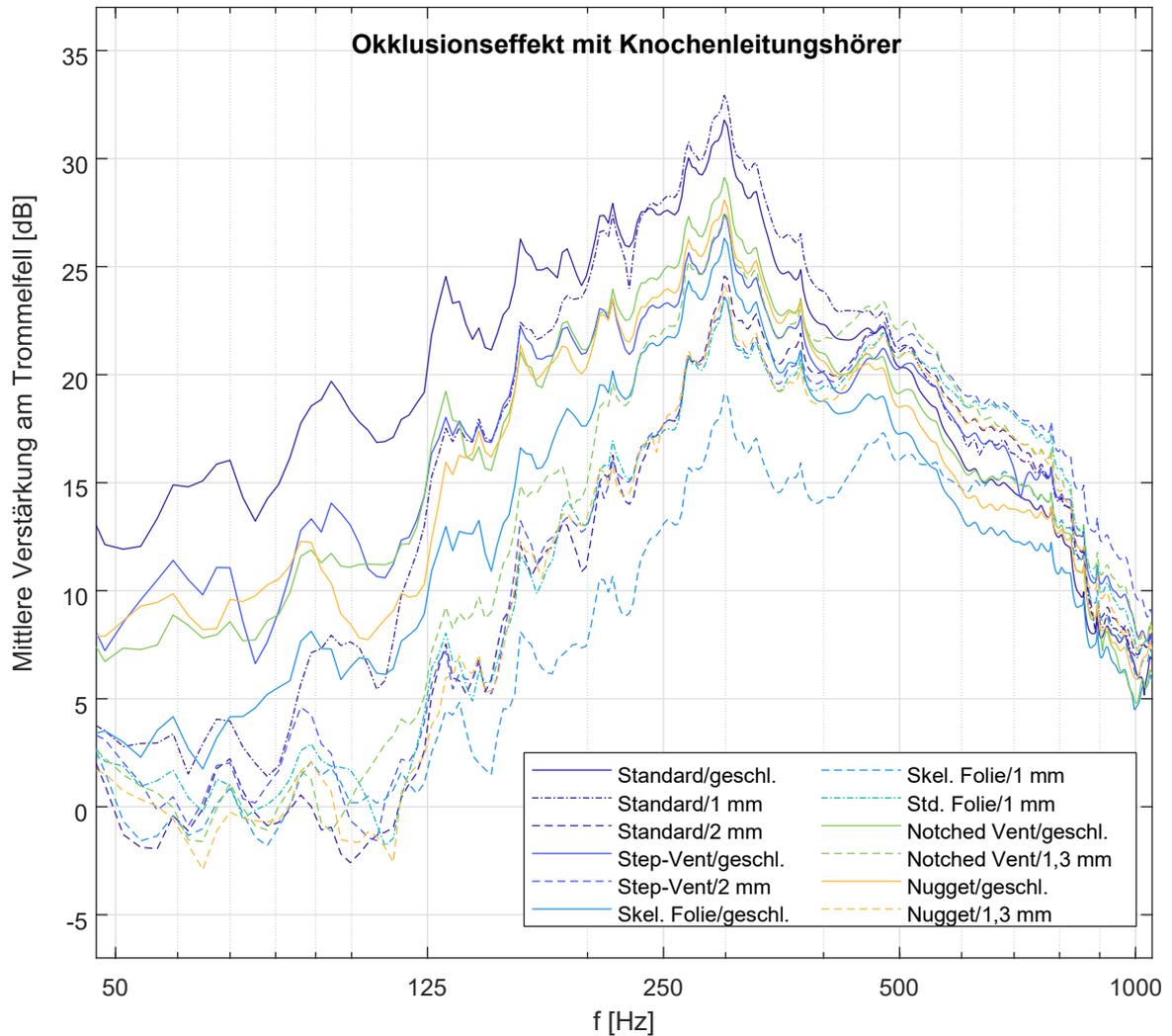


Abbildung 4.3: Objektiver Okklusionseffekt bei Stimulus durch den Knochenleitungshörer, dargestellt durch die mittlere Verstärkung am TF des einzelnen Otoplastikdesigns, in Abhängigkeit der Frequenz. Die Mittelung erfolgte je Design über alle Probandenmessungen (n=20).

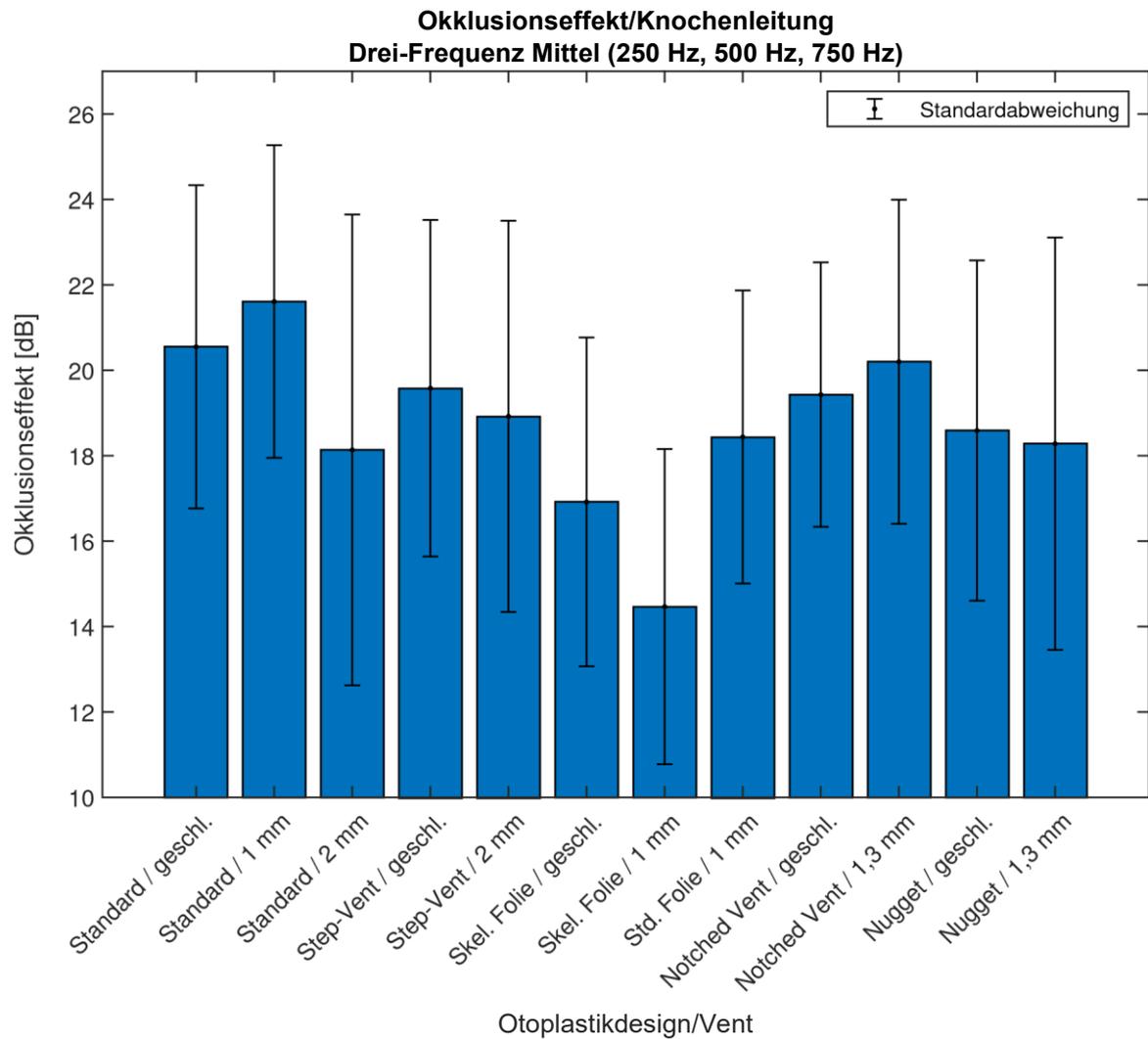


Abbildung 4.4: Mittlerer Okklusionseffekt bei Stimulus durch Knochenleitungshörer, bei jeweiligem Otoplastikdesign, berechnet aus dem Dreifrequenzmittel bei 250, 500 und 750 Hz, der gemittelten Übertragungsfunktionen. Die Mittelung erfolgte über alle Messungen (n=20).

4.3 Subjektiver Okklusionseffekt

Die Grafik Abbildung 4.5 zeigt den subjektiven Okklusionseffekt (siehe Unterabschnitt 3.9.3). Bei der gemittelten subjektiven Bewertung werden die höchsten und dementsprechend besten Bewertungen durch das Design Skelettierte Folie «1 mm» die niedrigsten und damit schlechtesten Bewertungen werden durch das Standarddesign «geschlossen» erreicht. Die Standardabweichung liegt bei sämtlichen Designs im Bereich zwischen 1 und 2 Bewertungspunkten, mit Ausnahme der Designs Notched Vent «1,3 mm» und Nugget «1,3 mm». Bei diesen Designs liegt die Standardabweichung bei weniger als einem Bewertungspunkt und somit bei einer geringeren interindividuellen Streuung der Bewertungen im Vergleich zu den anderen Otoplastikdesigns.

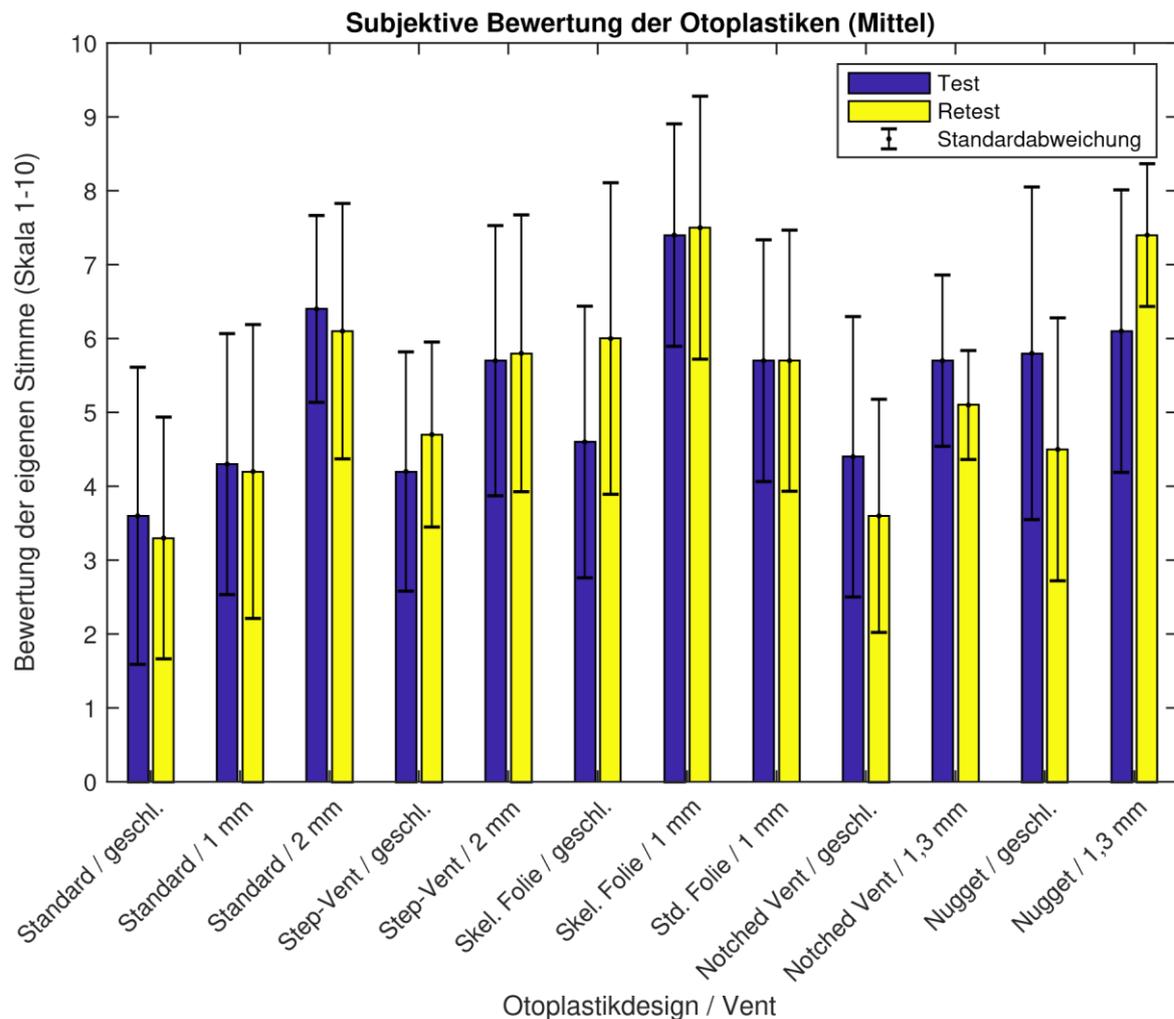


Abbildung 4.5: Gemittelte Bewertungen der eigenen Stimme durch die Probanden für die verschiedenen Otoplastikdesigns im Test und Re-Test mit jeweiliger Standardabweichung innerhalb des Testdurchlaufs. Die Mittelung erfolgte über alle Probanden (n=10). Die Ergebnisse des Tests sind in blau, die des Re-Tests in Gelb dargestellt. Bei der Bewertungsskala entspricht 10 der natürlichsten und damit besten Bewertung und 1 der unnatürlichsten und damit schlechtesten Bewertung der eigenen Stimme.

4.4 Wiedergabebandbreite

Die Grafik in Abbildung 4.6 zeigt die Wiedergabebandbreite (siehe Unterabschnitt 3.9.4. Der dargestellte Frequenzbereich liegt zwischen 50 und 1000 Hz, da die größten Unterschiede der einzelnen Übertragungsfunktionen in diesem Bereich auszumachen sind. Zusätzlich werden zu den gemittelten Übertragungsfunktionen die Ergebnisse der Messungen des Rauschteppichs dargestellt, nach bereits in Abschnitt 3.8 beschriebenem Vorgehen.

Die Unterschiede der erhobenen Daten sind oberhalb von 1000 Hz relativ gering, was in einem sehr ähnlichen Verlauf der Übertragungsfunktionen resultiert, zu sehen im Anhang in Abbildung 6.11. Im Frequenzbereich unterhalb von 500 Hz weisen die dargestellten Übertragungsfunktionen in Abbildung 4.6 die größte Differenz zueinander auf. Dabei zeigen sämtliche Designs mit offener Ventkonfiguration ähnlich verlaufende Übertragungsfunktionen, bis auf die Designs Notched Vent und Standard «1 mm», die sich mit höheren Pegeln im Frequenzbereich unter 500 Hz deutlich von den anderen Designs mit offener Ventkonfiguration unterscheiden. Die maximalen Pegel werden durch das Standarddesign «geschlossen», die minimalen Pegel durch das skelettierte Foliendesign erreicht. Anhand der dargestellten Kurve des Rauschteppichs, die überwiegend bei deutlich niedrigeren Pegeln verläuft, kann ein guter Signal-Rausch-Abstand (SNR) für die ermittelten Ergebnisse ausgemacht werden.

Für eine weitere Quantisierung der Wiedergabebandbreite des einzelnen Otoplastikdesigns wurde das Dreifrequenzmittel aus dem 250-, 500- und 750-Hz-Band der jeweiligen gemittelten Übertragungsfunktion gebildet, da die Daten im Frequenzbereich unter 800 Hz die größten Unterschiede aufweisen. Die Darstellung des jeweiligen Dreifrequenzmittels erfolgt dann im Balkendiagramm in Abbildung 4.7.

Bei der Betrachtung des Balkendiagramms in Abbildung 4.7 zeigt sich bei allen Otoplastikdesigns eine hohe Standardabweichung der Messungen, die bei den Designs Notched Vent «1,3 mm» und Nugget «1,3 mm» am höchsten ausfällt. Zudem zeigt sich durch die Mittelung im Bereich zwischen 250 und 750 Hz ein Pegelmaximum durch Verwendung des Standarddesigns «1 mm». Weiter bestätigen sich die minimalen erreichten Pegel durch das Design Skelettierte Folie.

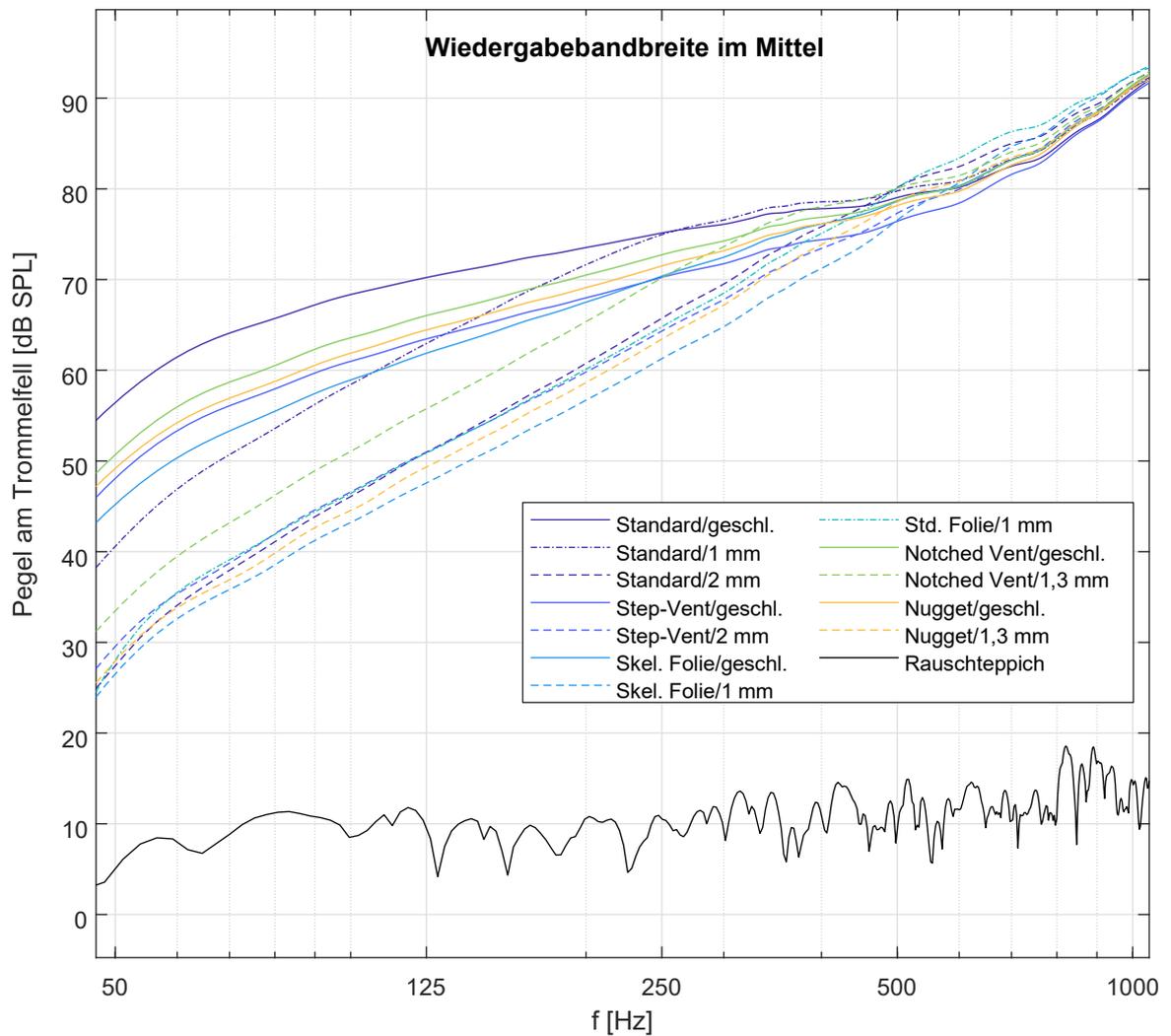


Abbildung 4.6: Übertragungsfunktion der gemittelten Wiedergabebandbreite, dargestellt durch die mittleren frequenzabhängigen Schalldruckpegel am TF beim jeweiligen Otoplastikdesign und Wiedergabe über den Hörsystem-Dummy. Die Mittelung erfolgte je Design über alle Probandenmessungen (n=20).

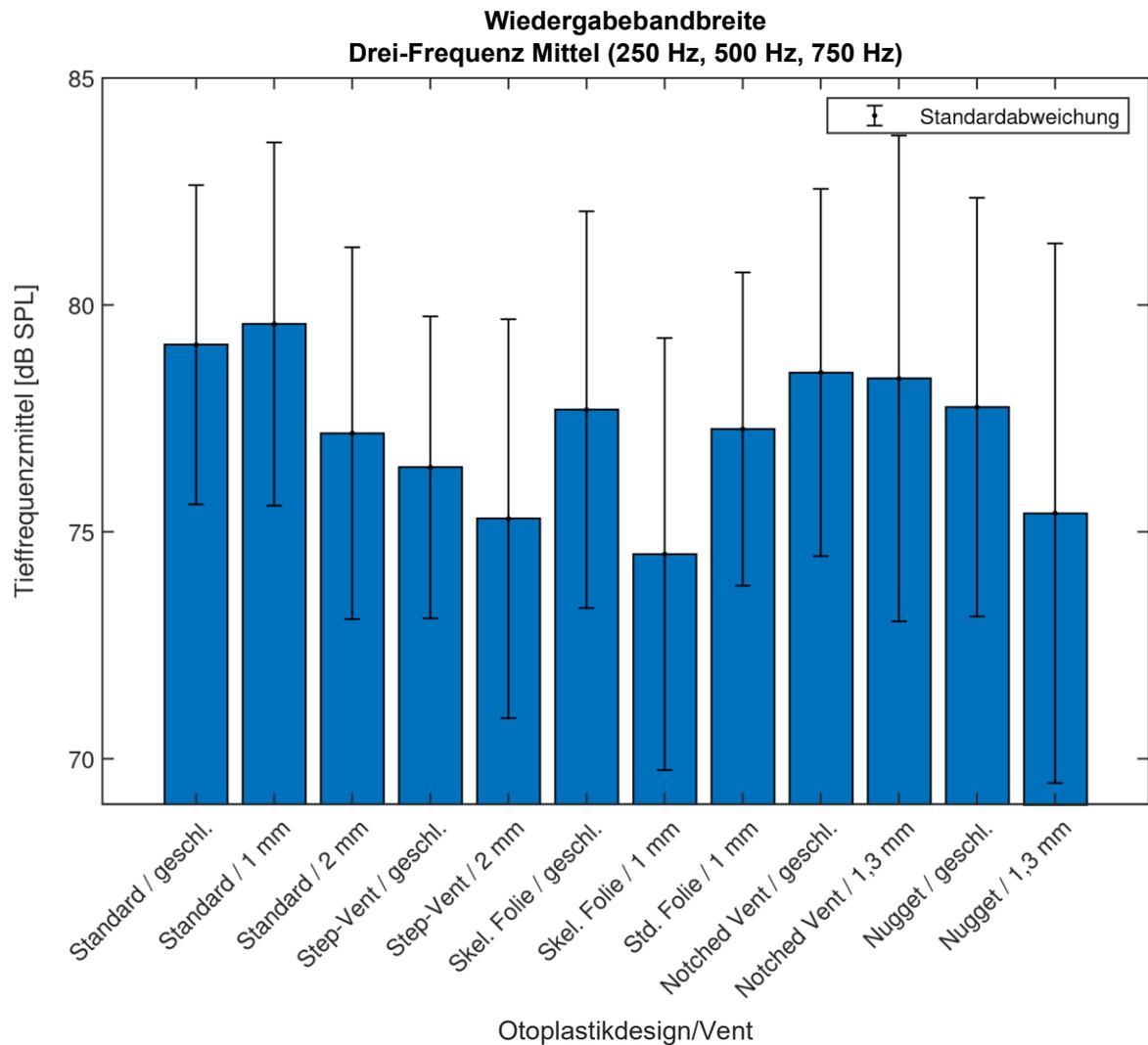


Abbildung 4.7: Wiedergabebandbreite bei jeweiligem Otoplastikdesign, berechnet aus dem Dreifrequenzmittel bei 250, 500 und 750 Hz, der gemittelten Übertragungsfunktionen der Wiedergabebandbreite. Die Mittelung erfolgte je Design über alle Probandenmessungen (n=20).

4.5 Direktschalldämmung

Die Grafik in Abbildung 4.8 zeigt die Direktschalldämmung (siehe Unterabschnitt 3.9.5). Hierbei wird der Frequenzbereich von 50 bis 1000 Hz dargestellt, da Abweichungen zwischen den Daten der einzelnen Otoplastiken hauptsächlich in diesem Bereich vorliegen.

Bei der Darstellung der gemittelten Übertragungsfunktionen in Abbildung 4.8 zeigt sich oberhalb von 500 einen deutlichen Anstieg der einzelnen Übertragungsfunktionen und damit größere Werte für die jeweiligen Pegeldifferenzen zum offenen Ohr.

Die größten Unterschiede zwischen den einzelnen Übertragungsfunktionen sind unterhalb von 500 Hz auszumachen. In diesem Frequenzbereich zeigt sich zudem eine sehr deutliche Differenzierung zwischen Otoplastikdesigns mit offener und geschlossener Ventkonfiguration. Hierbei werden die geringsten Pegeldifferenzen zum offenen Ohr von den Designs mit offener Ventkonfiguration, die höchsten durch die Designs mit geschlossener Ventkonfiguration erreicht. Die maximalen Pegeldifferenzen zum offenen Ohr zeigen sich deutlich bei der Verwendung des Standarddesigns «geschlossen».

Weiterhin werden durch die Otoplastikdesigns mit offenen Ventkonfigurationen negative Abdämpfungen erzeugt, was dementsprechend einer Verstärkung gegenüber dem offenen Ohr entspricht.

Zur weiteren Quantisierung der Direktschalldämmung wurde für jedes Otoplastikdesign das Dreifrequenzmittel aus dem 250-, 500- und 750-Hz-Band der jeweiligen gemittelten Übertragungsfunktion gebildet, da die gemittelten Übertragungsfunktionen der einzelnen Otoplastiken die größten Pegelunterschiede im Bereich unter 1 kHz aufweisen. Die Darstellung des jeweiligen Dreifrequenzmittels erfolgt dann in Abbildung 4.9.

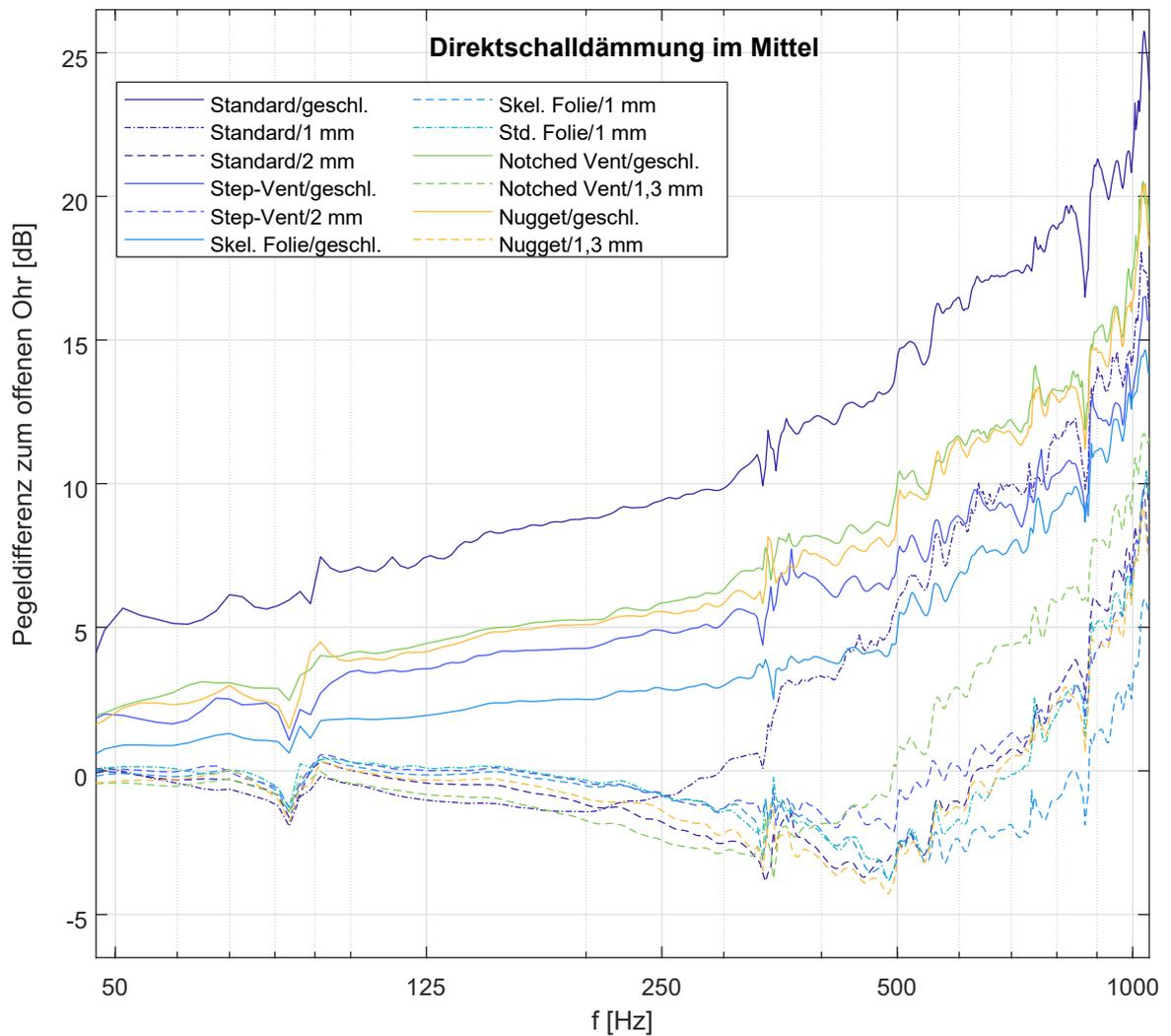


Abbildung 4.8: Übertragungsfunktion der gemittelten Direktschalldämmung, dargestellt durch die mittlere Pegeldifferenz des einzelnen Otoplastikdesigns zum offenen Ohr, in Abhängigkeit der Frequenz. Die Mittelung erfolgte je Design über alle Probandenmessungen ($n=20$).

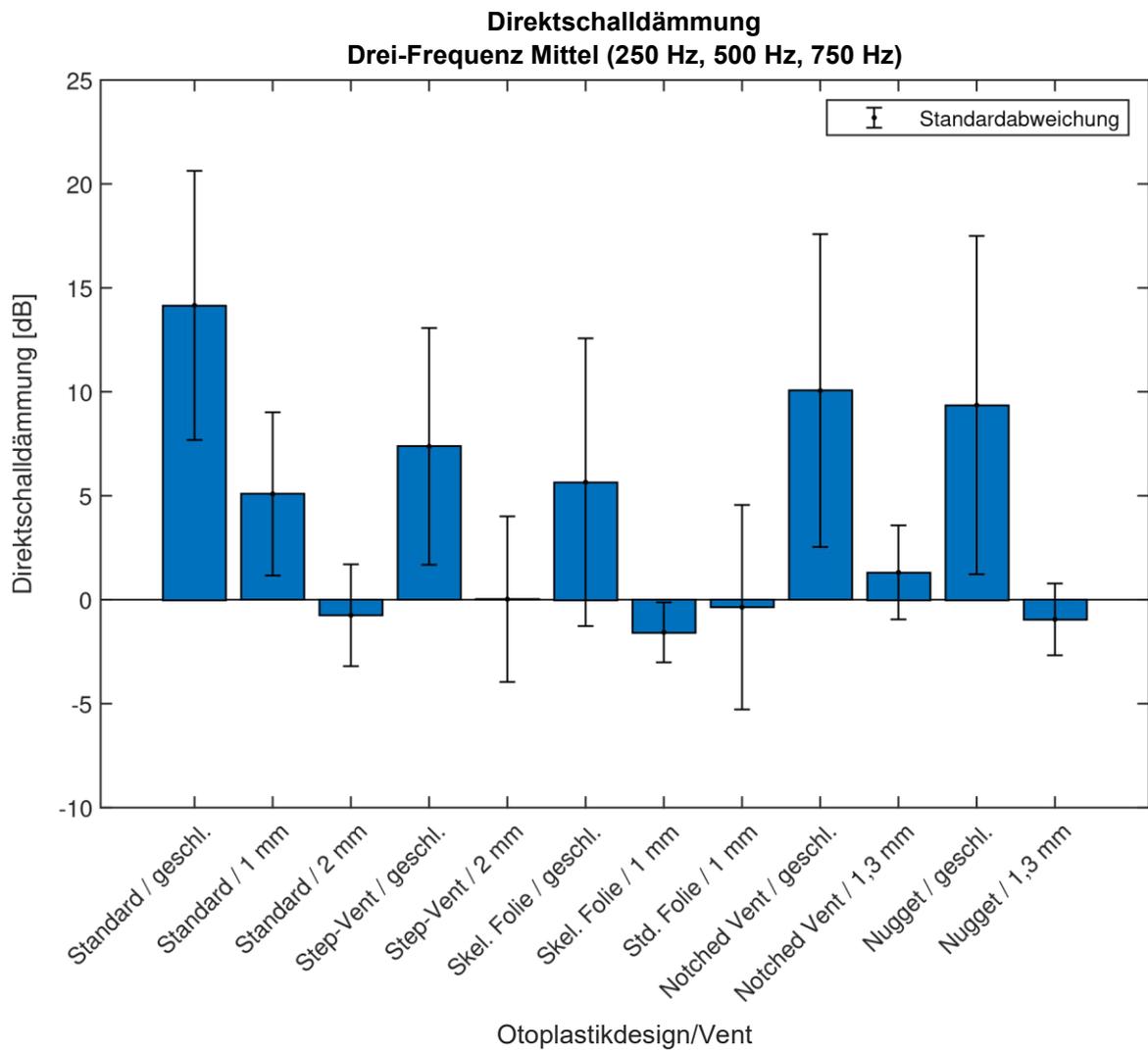


Abbildung 4.9: Direktschalldämmung bei jeweiligem Otoplastikdesign, berechnet aus dem Dreifrequenzmittel bei 250, 500 und 750 Hz, der gemittelten Übertragungsfunktionen. Die Mittelung erfolgte je Design über alle Probandenmessungen (n=20).

4.6 Rückkopplungsneigung

Die Grafik in Abbildung 4.10 zeigt die Rückkopplungsneigung (siehe Unterabschnitt 3.9.6). Die Darstellung erfolgt im Frequenzbereich zwischen 1000 und 8000 Hz, da in diesem Bereich das Maximum des gemessenen Schalldruckpegels der einzelnen Messungen auszumachen ist, wie in Abbildung 6.13 zu erkennen. Zusätzlich werden zu den gemittelten Übertragungsfunktionen die Ergebnisse der Messungen des Rauschteppichs dargestellt, nach bereits in Abschnitt 3.8 beschriebenem Vorgehen.

Die gemittelten Übertragungsfunktionen in Abbildung 4.6 zeigen einen sehr ähnlichen Verlauf, mit lokalen Maxima bei ca. 2,5 und 4 kHz. Die maximalen Pegel werden durch die Messungen mit Design Skelettierte Folie erreicht. Anhand der dargestellten Kurve des Rauschteppichs, die überwiegend bei deutlich niedrigeren Pegeln verläuft, kann ein guter Signal-Rausch-Abstand (SNR) für die ermittelten Ergebnisse ausgemacht werden.

Zur weiteren Quantisierung der Rückkopplungsneigung des einzelnen Otoplastikdesigns, wird für jedes Otoplastikdesign der maximale Schalldruckpegel im Bereich zwischen 1000 und 8000 Hz ermittelt. Anschließend erfolgte für jedes Otoplastikdesign eine Mittelung über alle Probanden. Die Darstellung der gemittelten Maximalpegel erfolgt dann in Abbildung 4.11.

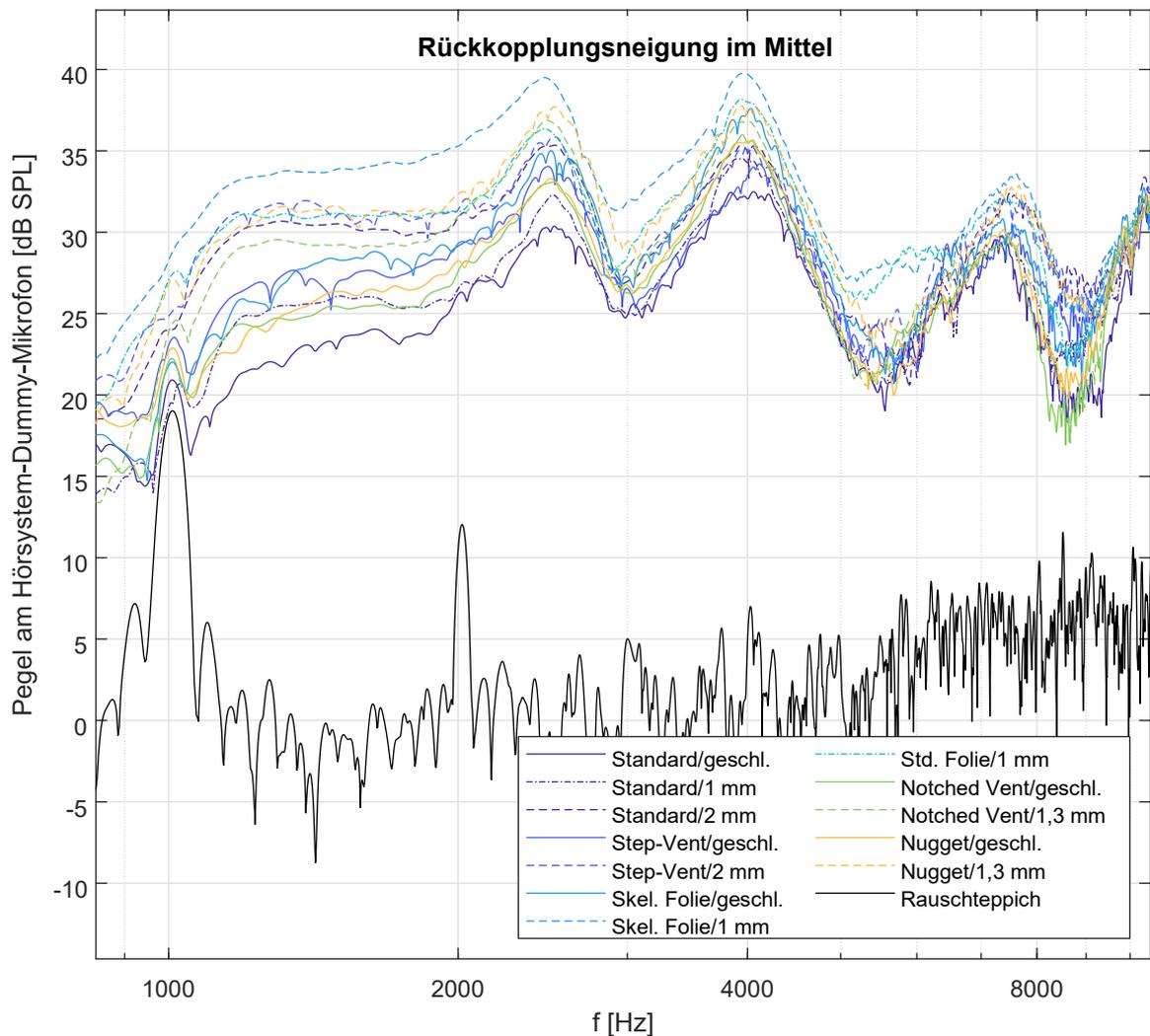


Abbildung 4.10: Übertragungsfunktion der Rückkopplungsneigung, dargestellt durch den frequenzabhängigen mittleren Schalldruckpegel am Hörsystem-Dummy-Mikrofon bei jeweiligem Otoplastikdesign. Die Mittelung erfolgte je Design über alle Probandenmessungen ($n=20$).

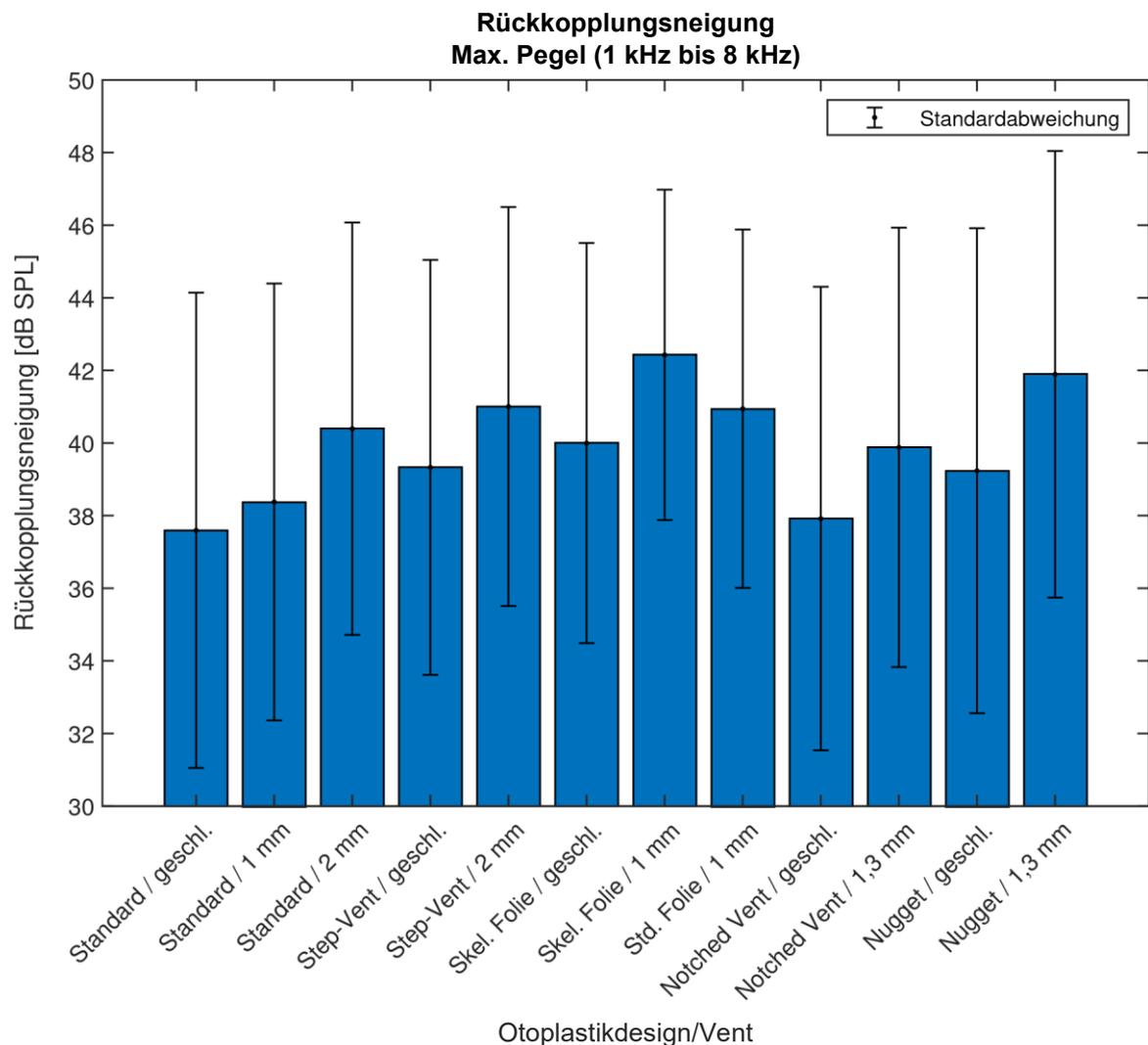


Abbildung 4.11: Rückkopplungsneigung, berechnet aus dem gemittelten maximalen Pegel im Frequenzbereich zwischen 1 und 8 kHz, des einzelnen Otoplastikdesigns. Die Mittelung erfolgte über alle Probandenmessungen (n=20).

4.7 Korrelationen

4.7.1 Objektiver/Subjektiver Okklusionseffekt

Im Folgenden werden die Beziehungen zwischen dem objektivem, mittels Vokalisation evoziertem Okklusionseffekt und dem objektiven, mittels Knochenleitung evozierten Okklusionseffekt untersucht. Hierdurch lässt sich veranschaulichen, ob die unterschiedlichen Methoden zur Evokation des objektiven Okklusionseffekts, vergleichbare Unterschiede zwischen den einzelnen Otoplastikdesigns aufweisen. Weiterhin wird eine mögliche Korrelation zwischen objektivem und subjektivem Okklusionseffekt

analysiert, zur Überprüfung ob aus der objektiven Komponente des Okklusionseffekts Rückschlüsse zur subjektiven Empfindung möglich sind. Wie bereits in Abschnitt 4.1 beschrieben, wurden für den objektiven, mittels Vokalisation evozierten Okklusionseffekt, die Daten der Messungen mit vokalisiertem [i] verwendet, da dieser Vokal den maximalen Okklusionseffekt mit eigener Stimme verursachte.

Vokalisation/Knochenleitung

Die Korrelationsanalyse wurde mittels Berechnung des Korrelationskoeffizienten und linearer Regressionsanalyse mithilfe eines in Matlab verfassten Skripts durchgeführt. Zusätzlich wurde die Standardabweichung zwischen den einzelnen Messungen als Streumaß der erhobenen Daten abgebildet. Zur Untersuchung der Beziehung zwischen den beiden Arten der Evokation des Okklusionseffekts, wurden jeweils die Dreifrequenzmittel der Daten für die Korrelationsanalyse verwendet. Eine Darstellung der ausgewerteten Daten erfolgt im Streudiagramm in Abbildung 4.12. Hierbei zeigt sich eine starke positive Korrelation zwischen den Messgrößen. Dies wird durch den Korrelationskoeffizienten von 0,85 bestätigt, der mit einem p-Wert von $p = 0,0005$ als hoch signifikant gilt. Allerdings ist anzumerken dass die ermittelten Werte der Okklusion bei Verwendung des Knochenleitungshörers deutlich höher liegen und größere Unterschiede zwischen den einzelnen Designs aufweisen, als vergleichsweise zur Messung mit vokalisiertem [i].

Objektiver Okklusionseffekt (Vokalisation)/Subjektiver Okklusionseffekt

Für die Untersuchung der Korrelation zwischen objektivem und subjektivem Okklusionseffekt wurden die über alle Probanden gemittelten jeweiligen Dreifrequenzmittel des durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekts und die Bewertungen der einzelnen Otoplastiken durch Berechnung des Korrelationskoeffizienten analysiert, mit anschließender linearer Regression. Die Darstellung der Daten erfolgt im Streudiagramm in Abbildung 4.13. Hierbei zeigt sich anhand des mit $p = 0,002$ statistisch sehr signifikanten Korrelationskoeffizienten von $-0,79$ eine starke negative Korrelation zwischen dem objektiven Okklusionseffekt durch Vokalisation und dem subjektiven Okklusionseffekt durch Bewertung der eigenen Stimme.

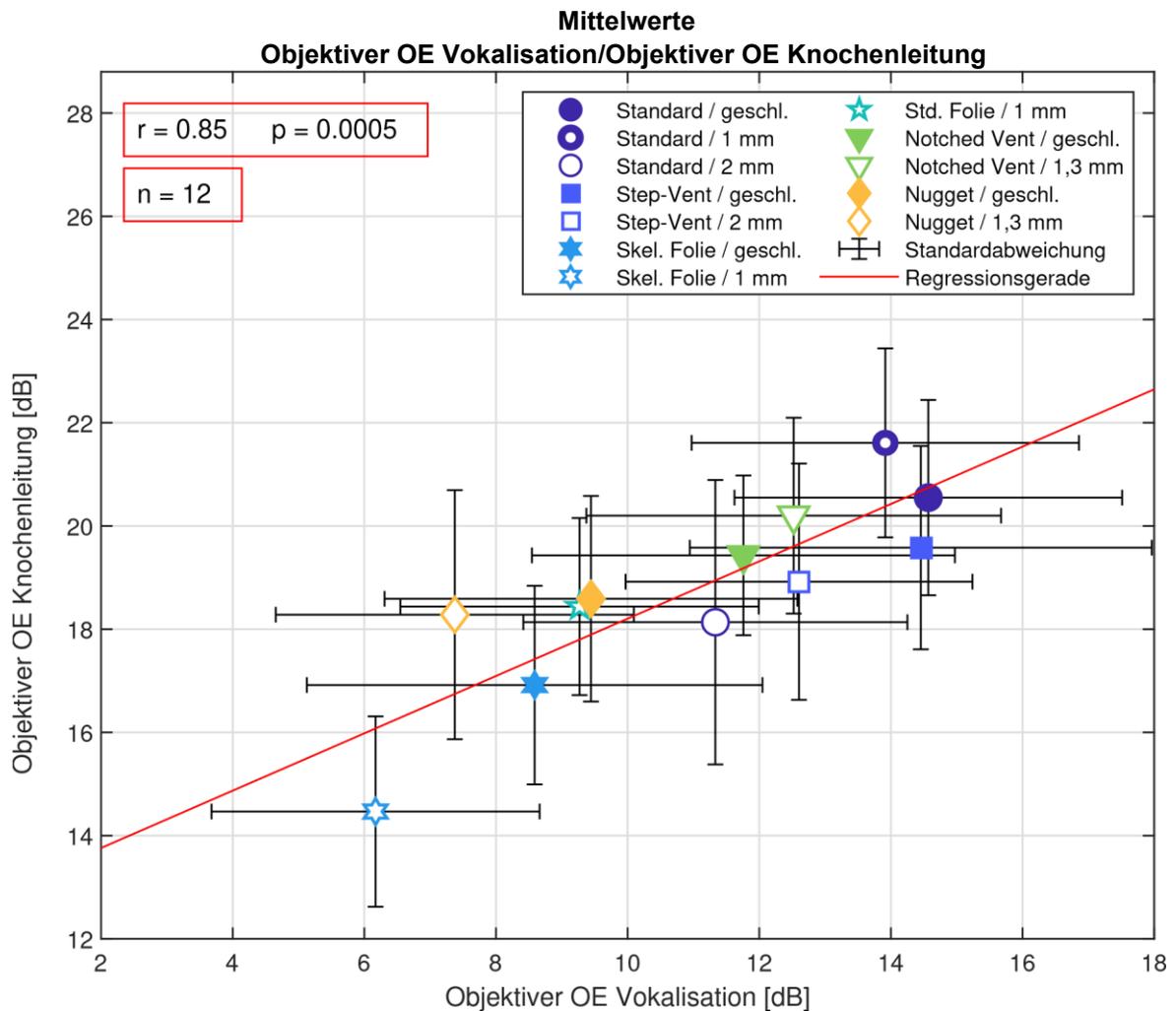


Abbildung 4.12: Streudiagramm der Korrelation zwischen dem durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekt (OE) und dem objektiven, durch Knochenleitung evozierten Okklusionseffekt, je Otoplastikdesign über alle Messungen gemittelt ($n=20$); mit $r = 0,85$ und $p = 0,0005$. Die gewählten Daten entsprechen hierbei dem Dreifrequenzmittel aus dem jeweiligen über alle Messungen gemittelten objektivem Okklusionseffekt der einzelnen Otoplastik. Die geschlossenen Ausführungen der Designs werden mit ausgefüllten Markern dargestellt, die offenen ohne Füllung der Marker. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

Objektiver Okklusionseffekt (Knochenleitung)/Subjektiver Okklusionseffekt

Für die Untersuchung der Korrelation wurden die über alle Probanden gemittelten jeweiligen Dreifrequenzmittel des durch Knochenleitung evozierten Okklusionseffekts und die Bewertungen der einzelnen Otoplastiken durch Berechnung des Korrelationskoeffizienten analysiert. Anschließend erfolgte eine lineare Regressionsanalyse. Die ermittelten Daten werden im Streudiagramm in Abbildung 4.13 dargestellt. Hierbei zeigt sich anhand des Korrelationskoeffizienten von $-0,78$ eine starke negative Korrelation, die mit einem p-Wert von $p = 0,003$ als statistisch sehr signifikant einzuschätzen ist.

4.7.2 Akustische Masse

Im Folgenden wird die Beziehung der gemittelten akustischen Masse der Ventilationsbohrungen, zu den einzelnen untersuchten Ankopplungseffekten analysiert, da eine mögliche starke Korrelation zwischen eines Ankopplungseffekts und der akustischen Masse, über alle Designs hinweg auf einen starken Einfluss der Belüftungsbohrung bzw. deren akustische Masse hindeutet. Dementsprechend lässt sich in Abhängigkeit der Korrelation zur akustischen Masse der Vents, ein möglicher Einfluss der verschiedenen Otoplastikdesigns ableiten.

Die Mittelung der akustischen Masse erfolgte anhand der für jede Ventilationsbohrung dokumentierten Daten, die den jeweiligen Durchmesser, die Länge und die akustische Masse jeder Ventilationsbohrung der einzelnen Otoplastik beschreiben. Dabei wurden die Daten der Otoplastiken mit ID-Nr. 1731 R, 1731 L, 1732 R, 1732 L, 1831 L und 1832 L von der Mittelung exkludiert, da diese Otoplastiken Extremwerte aufwiesen. Diese sind auf spezielle Abmessungen der Ventilationsbohrung, aufgrund von anatomischen Gegebenheiten zurückzuführen. Eine reguläre Dimensionierung der Vents war in diesen Ausnahmefällen nicht möglich. Die von der Mittelung exkludierten Otoplastiken sind u. a. in der Dokumentation von allen im Versuch verwendeten Ventilationsbohrungen, unter der jeweiligen genannten ID-Nr. im Anhang in Tabelle 6.2 aufgelistet. Zudem wurde beim Notched-Vent-Design nur die akustische Masse des medialen Teils der zweigeteilten Ventilationsbohrung berücksichtigt. Vermutlich ist demnach die reale

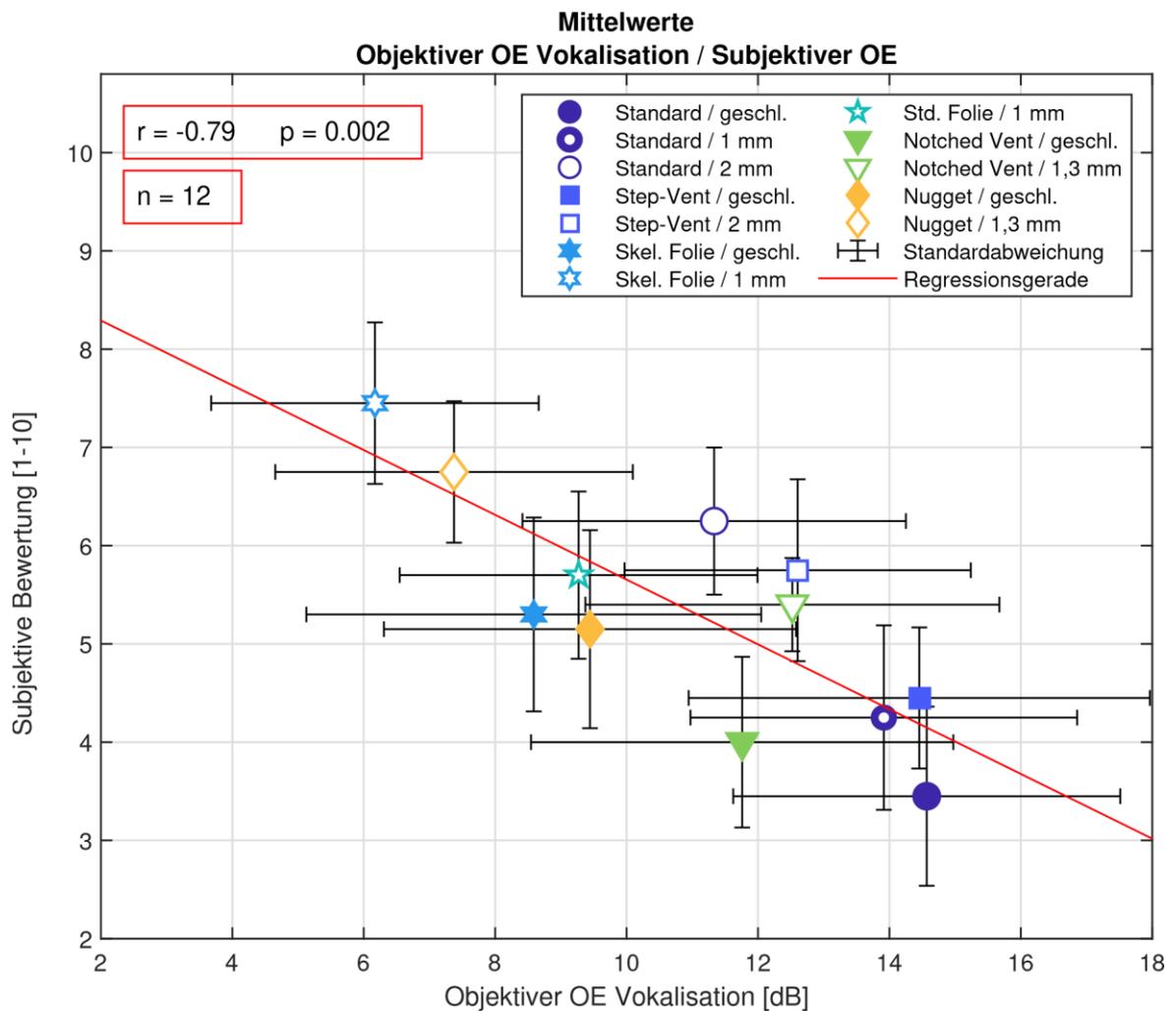


Abbildung 4.13: Streudiagramm der Korrelation zwischen dem durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekt und subjektiver Bewertung, je Otoplastikdesign über alle Messungen gemittelt; mit $r = -0,79$ und $p = 0,002$. Die geschlossenen Ausführungen der Designs werden mit ausgefüllten Markern dargestellt, die offenen ohne Füllung der Marker. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

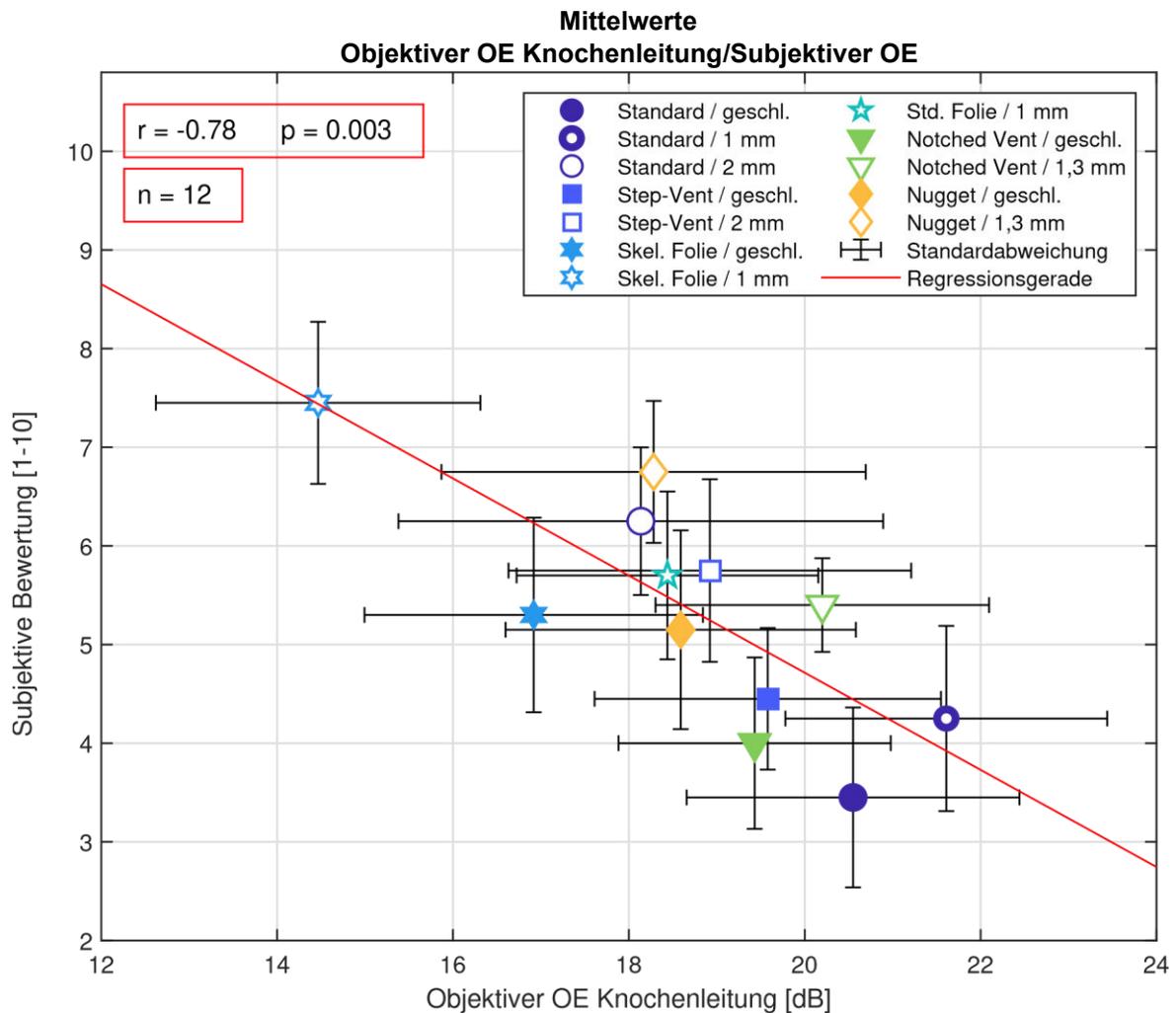


Abbildung 4.14: Streudiagramm der Korrelation zwischen dem objektiven, mittels Knochenleitung evozierten Okklusionseffekt (OE) und subjektiver Bewertung, je Otoplastikdesign über alle Messungen gemittelt; mit $r = -0,78$ und $p = 0,003$. Die geschlossenen Ausführungen der Designs werden mit ausgefüllten Markern dargestellt, die offenen ohne Füllung der Marker. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

Masse des zweigeteilten Vents größer, aber aufgrund der Unterteilung nur schwer bestimmbar. Bei den einzelnen Darstellungen in Streudiagrammen, wird die akustische Masse logarithmisch zur Basis 10 dargestellt, da die jeweiligen Ankopplungseffekte in Form von Pegeln und dementsprechend auch als logarithmische Größe vorliegen. Somit erfolgt die Berechnung der jeweiligen Korrelationskoeffizienten und der linearen Regression, ebenfalls mit dekadischem Logarithmus der akustischen Masse.

Akustische Masse/Objektiver Okklusionseffekt

Für die Untersuchung der Korrelation zwischen akustischer Masse und objektivem Okklusionseffekt, wurde die über alle Probanden gemittelte akustische Masse des Vents, des jeweiligen Otoplastikdesigns sowie der durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekt, durch Berechnung des Korrelationskoeffizienten analysiert. Anschließend erfolgte eine lineare Regressionsanalyse der Daten, die im Streudiagramm in Abbildung 4.15 dargestellt sind. Hierbei zeigt sich anhand des Korrelationskoeffizienten von 0,71 eine deutliche positive Korrelation zwischen den beiden Messgrößen, die jedoch mit $p = 0,073$ als statistisch nicht signifikant zu werten ist.

Somit ist durch Verwendung der Otoplastikdesigns oberhalb der Regressionsgerade, ein größerer objektiver Okklusionseffekt als im Mittel aller Designs zu erwarten. Dementsprechend ist bei der Verwendung der Designs unterhalb der Regressionsgerade, ein geringerer objektiver Okklusionseffekt als im Mittel aller Designs zu erwarten.

Akustische Masse/Subjektiver Okklusionseffekt

Zur Analyse der Korrelation von akustischer Masse und subjektivem Okklusionseffekt, wurde für die Daten des über alle Probanden gemittelten jeweiligen Dreifrequenzmittel des durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekts, und die Bewertungen der einzelnen Otoplastiken, der Korrelationskoeffizient berechnet. Anschließend wurden die Daten durch lineare Regression analysiert und im Streudiagramm in Abbildung 4.16 dargestellt. Hierbei zeigt sich anhand des Korrelationskoeffizienten von $-0,69$ eine deutliche positive Korrelation zwischen den Messgrößen, die jedoch aufgrund von $p = 0,087$ als statistisch nicht signifikant gilt.

Akustische Masse/Wiedergabebandbreite

Bei der Korrelationsanalyse von akustischer Masse und der Wiedergabebandbreite, wurde die Beziehung der über alle Probanden gemittelten akustischen Masse der Vents des einzelnen Otoplastikdesigns, zum jeweiligen Dreifrequenzmittel der Wiedergabebandbreite, mittels Berechnung des Korrelationskoeffizienten untersucht.

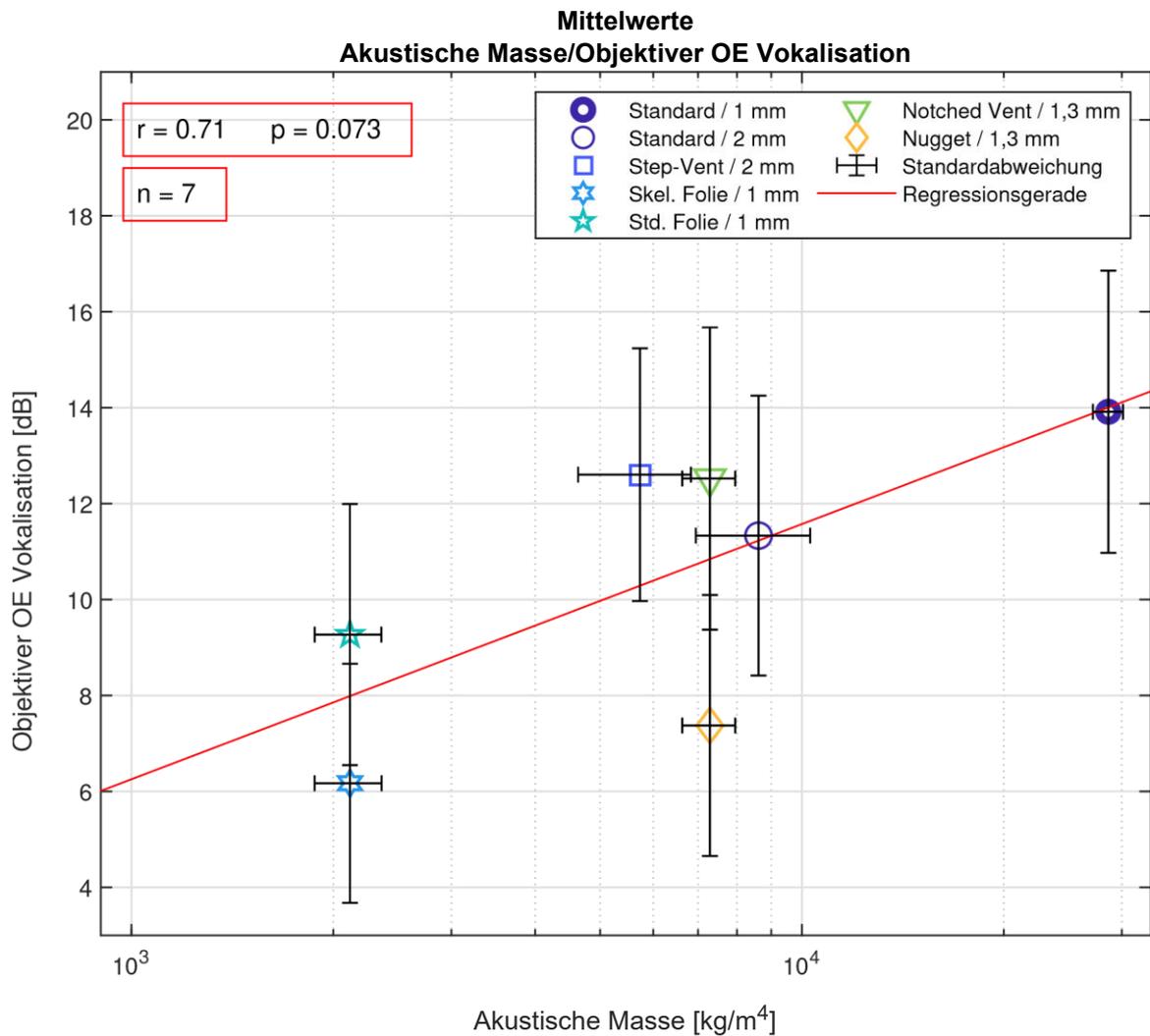


Abbildung 4.15: Streudiagramm der Korrelation zwischen gemittelter akustischer Masse und gemitteltem objektiven Okklusionseffekt (OE) durch Vokalisation, je Otoplastikdesign über alle Messungen gemittelt; mit $r = 0,71$ und $p = 0,073$. Jedem Otoplastikdesign ist hierbei eine Farbe der Marker zugewiesen. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

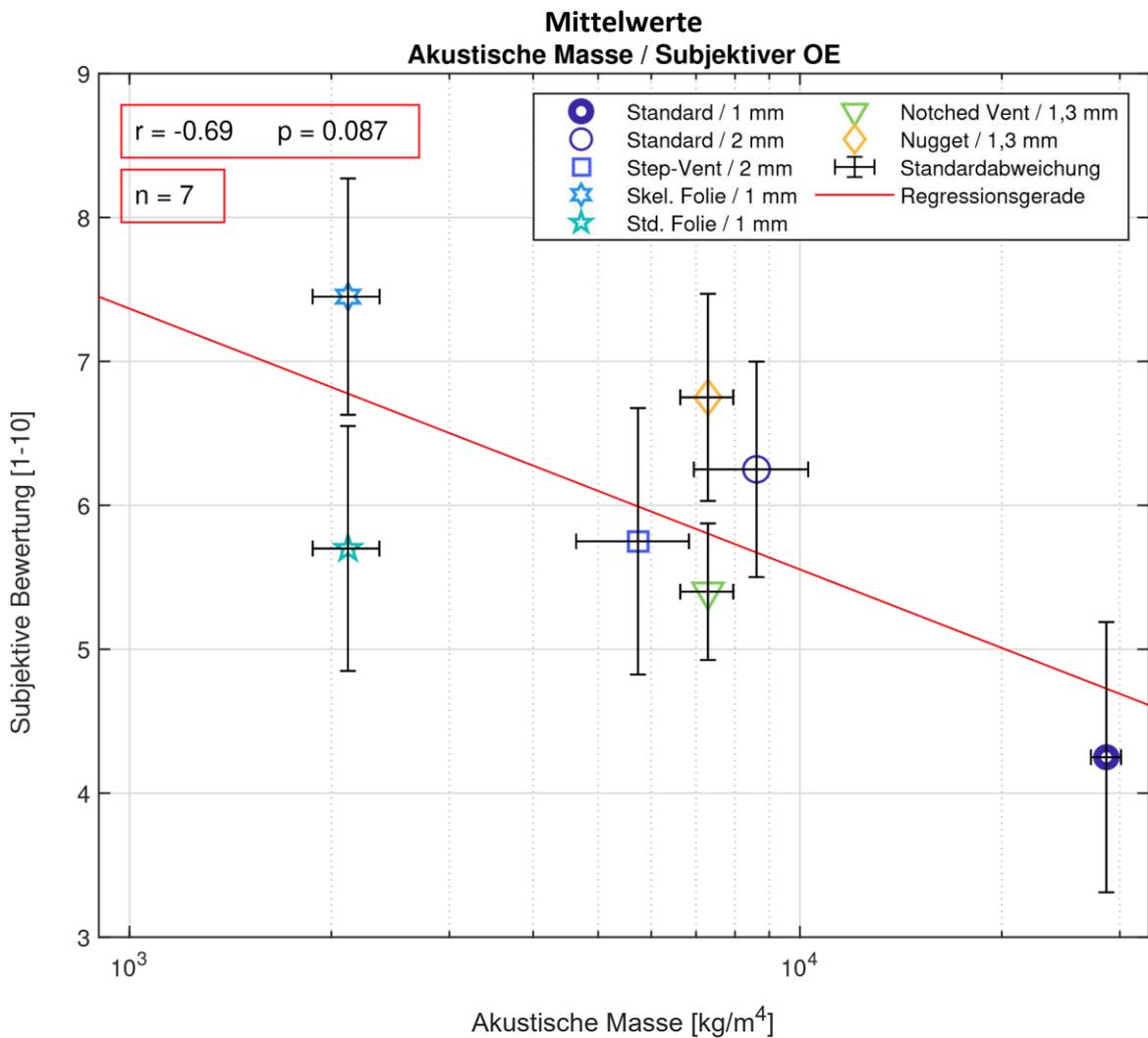


Abbildung 4.16: Streudiagramm der Korrelation zwischen gemittelter akustischer Masse und gemittelter subjektiver Bewertung der eigenen Stimme, bei jeweiligem Otoplastikdesigns; mit $r = -0,69$ und $p = 0,087$. Jedem Otoplastikdesign ist hierbei eine Farbe der Marker zugewiesen. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

Anschließend erfolgte eine lineare Regressionsanalyse der Daten, die im Streudiagramm in Abbildung 4.17 dargestellt sind. Hierbei zeigt sich anhand des Korrelationskoeffizienten von 0,66 eine moderate positive Korrelation zwischen den beiden Messgrößen, die allerdings mit $p = 0,107$ als statistisch nicht signifikant zu werten ist.

Akustische Masse/Direktschalldämmung

Zur Analyse der Korrelation von akustischer Masse zur Direktschalldämmung, wurde die Beziehung der über alle Probanden gemittelten akustischen Masse der Vents des einzelnen Otoplastikdesigns, zum jeweiligen Dreifrequenzmittel der Direktschalldämmung untersucht. Dies erfolgte mittels Berechnung des Korrelationskoeffizienten und linearer Regressionsanalyse der Daten, die anschließend im Streudiagramm in Abbildung 4.18 dargestellt werden. Hierbei ist anhand des Korrelationskoeffizienten von 0,80 eine starke positive Korrelation zwischen den beiden Messgrößen zu erkennen, die mit $p = 0,031$ als statistisch signifikant einzuschätzen ist.

Akustische Masse/Rückkopplungsneigung

Die Untersuchung der Korrelation zwischen akustischer Masse und Rückkopplungsneigung, wurde durch Berechnung des Korrelationskoeffizienten für die über alle Probanden gemittelte akustische Masse des Vents, und das Pegelmaximum der Rückkopplungsneigung des jeweiligen Otoplastikdesigns, analysiert. Zusätzlich erfolgte eine lineare Regressionsanalyse der Daten, mit anschließender Darstellung im Streudiagramm in Abbildung 4.15. Hierbei zeigt sich anhand des Korrelationskoeffizienten von $-0,80$ eine deutliche negative Korrelation zwischen den beiden Messgrößen, die mit $p = 0,031$ als statistisch signifikant gilt.

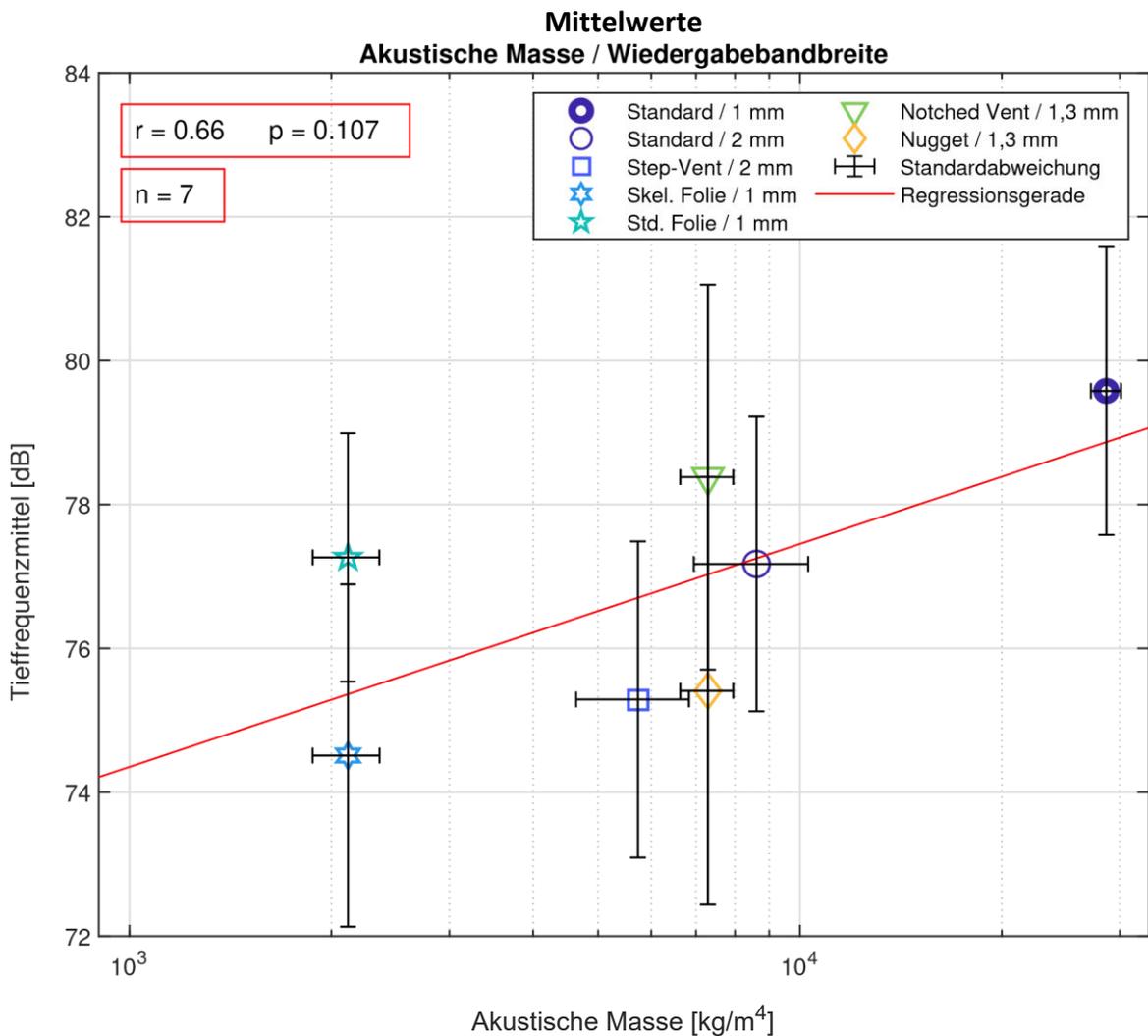


Abbildung 4.17: Streudiagramm der Korrelation zwischen gemittelter akustischer Masse und gemittelter Wiedergabebandbreite, bei jeweiligem Otoplastikdesign; mit $r = 0,66$ und $p = 0,107$. Jedem Otoplastikdesign ist hierbei eine Farbe der Marker zugewiesen. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

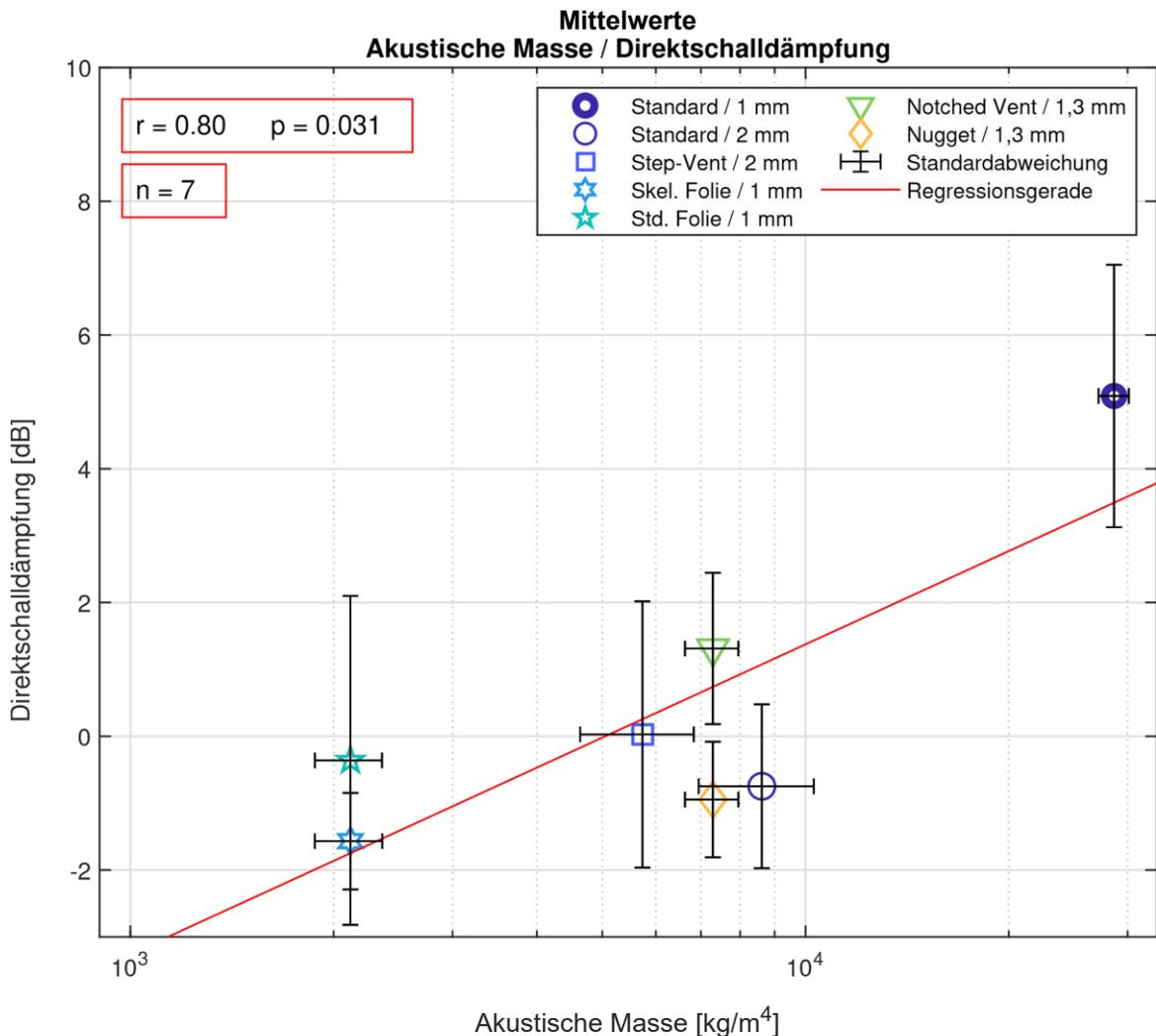


Abbildung 4.18: Streudiagramm der Korrelation zwischen gemittelter akustischer Masse und gemittelter subjektiver Bewertung der eigenen Stimme, bei jeweiligem Otoplastikdesigns; mit $r = 0,80$ und $p = 0,031$. Jedem Otoplastikdesign ist hierbei eine Farbe der Marker zugewiesen. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

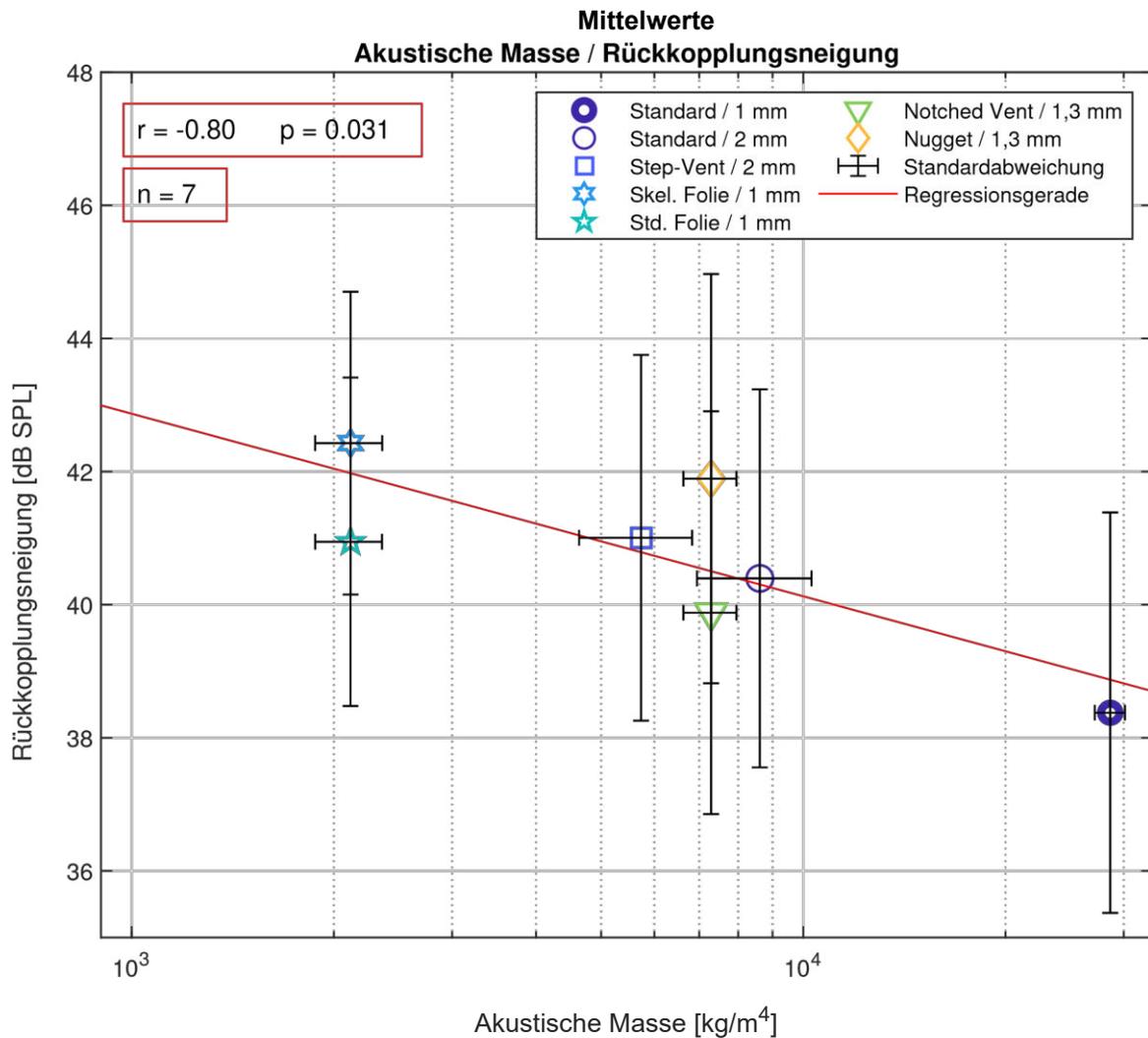


Abbildung 4.19: Streudiagramm der Korrelation zwischen gemittelter akustischer Masse und gemittelter subjektiver Bewertung der eigenen Stimme, bei jeweiligem Otoplastikdesigns; mit $r = -0,80$ und $p = 0,031$. Jedem Otoplastikdesign ist hierbei eine Farbe der Marker zugewiesen. Das Standarddesign «1 mm» wird mit teilweise ausgefülltem Marker dargestellt, da es sich um eine verkleinerte Ventkonfiguration handelt. In schwarzen Fehlerbalken ist die jeweilige Standardabweichung aller Messungen dargestellt, in Rot verläuft die Regressionsgerade.

5 Diskussion

5.1 Ermittlung des Okklusionseffekts

Vokalisation

Da die Ursache des Okklusionseffekts in der Übertragung von körpereigenem Schall liegt, ist die Methode zur Ermittlung mittels Vokalisation als sehr zuverlässig und realitätsnah anzunehmen. Dafür spricht auch die starke Beziehung zur subjektiven Bewertung, bei der Korrelationsanalyse in Abbildung 4.13.

Allerdings werden bei Betrachtung der Ergebnisse aus den Messungen mit verschiedenen Vokalen deutliche Differenzen der jeweiligen Pegelmaxima ersichtlich. Der beschriebene Unterschied zwischen den Ergebnissen des gemessenen Okklusionseffekts mit vokalisiertem [a] und [i], der sich in Abbildung 4.1 und noch deutlicher in Abbildung 4.2 zeigt, beruht auf dem Frequenzbereich, in dem sich der jeweilige erste Formant der verwendeten Vokale befindet. Der erste Formant des Vokals [a] liegt im Bereich zwischen 730 und 850 Hz, der des Vokals [i] hingegen zwischen 270 und 310 Hz (Hansen, 1998). Somit wird im dargestellten Dreifrequenzmittel ein Großteil des durch den Vokal [a] erzeugten Okklusionseffekts nicht erfasst, da sich dieses auf eine höchste Frequenz von 750 Hz beschränkt. Dagegen befindet sich der erste Formant des Vokals [i] im Frequenzbereich um 300 Hz, der in der Literatur als hochwirksamer Bereich für den durch Vokalisation mit [i] evozierten Okklusionseffekt beschrieben wird (Dillon, 2012, S. 142). Dies ist auch der Grund für das globale Maximum um 300 Hz, der in Abbildung 4.1 dargestellten Übertragungsfunktionen, die somit Parallelen zu den Ergebnissen aus einer Studie von Kuk, Keenan und Lau (2005) aufweisen, in der das Maximum des Okklusionseffekts bei Vokalisation mit [i], ebenfalls im Frequenzbereich um 300 Hz zu beobachten ist.

Weiterhin zeigen die Ergebnisse der Messungen mit Vokalisation von [i], eine hohe interindividuelle Streuung, die in der Darstellung aller Daten in Abbildung 6.9 zu erkennen ist. Diese wurde bereits von Blau et al. (2008), ebenfalls bei Messungen mittels Vokalisation, beschrieben.

Eine mögliche Ursache hierfür stellen die Dichtzonen der Otoplastiken dar, da bei der Vokalisierung durch den Probanden teilweise extreme Kieferstellungen eingenommen werden, was in Abhängigkeit der Fertigung zu einem schlechten Sitz der Otoplastik führen kann. Somit sind die Dichtzonen in kritischen Bereichen nicht mehr gewährleistet und führen zu undichten Stellen. Diese entsprechen schon bei sehr kleinen Durchmessern der Wirkung einer zusätzlichen Ventilationsbohrung und führen dann zu starken Abweichungen (Voogdt, 2013, S. 107). Dies zeigt sich auch beim Vergleich der Standardabweichungen bei objektiven Messungen des Okklusionseffekts, dargestellt im Anhang in Abbildung 6.7. Hier sind bei der Vokalisationsmessung vorwiegend die geschlossenen Ausführungen der Otoplastikdesigns Step-Vent und Skelettierte Folie von einer höheren Standardabweichung betroffen. Bei diesen beiden Designs werden die Dichtzonen ausschließlich auf den medialen bzw. lateralen Bereich des Gehörgangszapfens reduziert und sind daher relativ schmal ausgeführt, wodurch schneller Undichtigkeiten mittels Kieferbewegungen des Probanden herbeigeführt werden können, die dann insbesondere bei der geschlossenen Ausführung zu großen Abweichungen führen können.

Gegen diese Vermutung spricht eine ebenfalls erhöhte interindividuelle Streuung bei den Ergebnissen für die Direktschalldämmung, die sich bei der Darstellung aller Daten in Abbildung 6.12 zeigt, da bei diesen Messungen der Kiefer des jeweiligen Probanden sehr wahrscheinlich in Ruhelage befand.

Allerdings liefert der beschriebene Einfluss von Kieferbewegungen auch eine mögliche Erklärung für Unterschiede des maximal messbaren Okklusionseffekts bei verschiedenen Vokalen in Abbildung 4.1. Bei der Vokalisation des Vokals [a] öffnet der Proband den Kiefer, wodurch sich der Kontakt zwischen Unterkiefergelenkkopf und dem Gehörgang reduziert. Da der Unterkiefergelenkkopf maßgeblich für die Übertragung von körpereigenem Schall an den Gehörgang verantwortlich ist, wie bereits in Abschnitt 2.1 beschrieben, verringert sich dadurch vermutlich auch der messbare Okklusionseffekt.

Knochenleitung

Bei der Bestimmung des objektiven Okklusionseffekts mittels Stimulus durch Knochenleitungshörer zeigt sich in Abbildung 6.7 eine weitaus geringere Standardabweichung zwischen den Probanden als im Vergleich zur Ermittlung durch Vokalisation. Dies ist, wie bereits beschrieben, wahrscheinlich auf den Verbleib des Kiefers in Ruhelage zurückzuführen, da sich der Proband während des Messvorgangs mit dem Knochenleitungshörer in geringstem Maße bewegt. In dieser Ruheposition findet auch die

Abformung statt, anhand derer die einzelnen Otoplastiken gefertigt werden, was in einer maximalen Wirkung der Dichtzonen bei Ruhelage der Kieferstellung resultiert. Daraus kann möglicherweise abgeleitet werden, dass die Abdichtzonen der jeweiligen Otoplastik bei den Messungen der verschiedenen Übertragungsfunktionen am wirksamsten ist. Dabei liegt die Dauer des gesamten Messvorgangs im vorliegenden Versuch bei 12,63 s, was einem relativ kurzen Zeitraum entspricht, in dem der Proband zusätzlich angewiesen wird, die Luft anzuhalten, um dadurch sämtliche Bewegungen während der Messung zu reduzieren. Somit wird ein möglicher Einfluss der Bewegungen durch den Probanden minimiert, was zu einer geringeren Beeinträchtigung von kritischen Dichtzonen der Otoplastik führt und sich u. a. in den Messergebnissen bzw. der Standardabweichung in Abbildung 6.7 zeigt. Beim Vergleich mit der Literatur ist anhand einer Studie von Fagelson und Martin (1998), in der mittels Stimulus durch einen auf der Stirn aufliegenden Knochenleitungshörer ein gemittelter Pegelanstieg von 17,9 dB SPL im okkludierten Gehörgang bei einer Frequenz von 250 Hz ermittelt wurde. Hierbei erfolgte eine flache Okklusion des Gehörgangs mittels supra-auralem Kopfhörer, die wie im Grundlagenteil in Unterabschnitt 2.1.3 beschrieben, vermutlich zu maximalem Okklusionseffekt führte und somit bezogen auf den Grad des resultierenden Okklusionseffekts möglicherweise mit der Messkondition des Standarddesigns «geschlossen» vergleichbar ist. Bei den gemittelten Ergebnissen des objektiven, mittels Knochenleitung evozierten Okklusionseffekts in Abbildung 4.3 wird mit diesem Design im Frequenzband bei 250 Hz, ein Okklusionseffekt von 27,5 dB erreicht. Somit werden mit den Ergebnissen dieser Studie über 9 dB höhere Pegel im Vergleich zur Literatur erreicht.

Die Korrelationsanalyse in Abbildung 4.12 zeigt eine starke lineare Beziehung mit statistischer Signifikanz, zwischen dem durch Vokalisation evozierten und dem mittels Knochenleitung evozierten Okklusionseffekt. Weiterhin geht aus der Korrelationsanalyse in Abbildung 4.14 eine starke lineare Beziehung mit statistischer Signifikanz, zwischen dem mittels Knochenschall evozierten Okklusionseffekt und der subjektiven Empfindung hervor. Somit ist in der Bestimmung des objektiven Okklusionseffekts mittels Knochenleitung, eine mögliche Alternative zur Methode durch Vokalisation zu vermuten, die sich möglicherweise durch höher liegende Okklusionseffekte, eine geringere interindividuelle Streuung und einen möglichen Rückschluss zur subjektiven Empfindung auszeichnet. Zudem zeigte sich in dieser Studie, innerhalb von kurzen Messintervallen, eine hohe Wiederholgenauigkeit der Ergebnisse in Abbildung 6.6.

Allerdings wirkt sich das sehr steil verlaufende, im Vergleich zur Vokalisation unnatürlich erscheinende Spektrum des durch Knochenleitung evozierten Okklusionseffekts nachteilig

auf die Quantifizierung mittels Dreifrequenzmittel in Abbildung 4.4 aus, da die größten Unterschiede zwischen den einzelnen Übertragungsfunktionen im Frequenzbereich unterhalb von 300 Hz liegen, was anhand von Abbildung 4.3 zu erkennen ist. In diesem Bereich zeigt der per Knochenschall evozierte Okklusionseffekt jedoch einen relativ starken Abfall. Eine mögliche Ursache dafür, sind die unterhalb von 300 Hz abfallenden Schalldruckpegel, die durch den Knochenleitungshörer im Gehörgang erzeugt werden. Dieser Abfall zeigt sich bei den mit Otoplastik ermittelten Übertragungsfunktionen in Abbildung 3.5 ab einer Frequenz < 300 Hz. Da der erzeugte Schalldruckpegel bei offenem Gehörgang am niedrigsten ist, liegen somit die Daten der Referenzmessung am offenen Ohr aufgrund des beschriebenen Abfalls überwiegend im Rauschteppich. Dadurch weisen die Daten der Referenzmessung höhere Schalldruckpegel auf, wodurch sich dann bei der Berechnung des Okklusionseffekts eine obere Grenze ergibt.

Subjektive Beurteilung

Aus der Korrelationsanalyse in Abschnitt 4.7.1, die eine starke negative Beziehung zwischen dem objektiven, durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekt und der subjektiven Bewertung des jeweiligen Otoplastikdesigns aufzeigt, lässt sich eine zuverlässige subjektive Beurteilung des Okklusionseffekts vermuten. Dadurch können möglicherweise Rückschlüsse vom objektiven Okklusionseffekt auf die jeweilige subjektive Empfindung der eigenen Stimme gezogen werden, die gegebenenfalls eine Einschätzung des resultierenden subjektiven Okklusionseffekts erlauben. Diese Beobachtung deckt sich nicht mit den Erkenntnissen aus der Literatur, die eine schwache bis mittlere Korrelation zwischen subjektiver und objektiver Komponente des Okklusionseffekts beschreibt (Kießling et al., 2005; Kuk, Keenan und Lau, 2005). Eine mögliche Ursache für die Abweichung der Ergebnisse von den Literaturwerten, besteht in dem beruflichen Kontext der Probanden. Bis auf eine Ausnahme weisen alle Versuchspersonen akustisches Fachwissen und dementsprechend Erfahrungswerte mit Otoplastiken auf. Somit erfolgten möglicherweise differenziertere Bewertungen der eigenen Stimme als im Vergleich zu Probandengruppen ohne fachliches Hintergrundwissen bzw. Erfahrungswerte. Hierbei sind allerdings die Erkenntnisse der Literatur zu beachten, die einen Einfluss von Erfahrungswerten bei der subjektiven Bewertung des Okklusionseffekts ausschließt (Hansen, 1997; Kießling et al., 2005).

Weiterhin zeigt sich bei Betrachtung der jeweiligen gemittelten Daten in Abbildung 4.5, eine grundsätzlich bessere Bewertung der eigenen Stimme bei Verwendung der jeweils offenen Ventkonfiguration der Otoplastikdesigns. Daraus lässt sich eine Verbesserung der eigenen Stimmwahrnehmung und eine dementsprechende Reduktion des subjektiven Okklusionseffekts, durch die Nutzung von Ventilationsbohrungen interpretieren. Dies wurde in gleicher Weise durch Kuk und Keenan (2006) beobachtet, in deren Studie die identische Skala zur Bewertung der eigenen Stimme verwendet wurde. Dabei wird von Kuk und Keenan auf die Ventkonfiguration «1 mm» als Ausnahme hingewiesen, da diese derselben Bewertung wie die geschlossene Ausführung entsprach, was auf eine sehr geringe Auswirkung von Ventilationsbohrungen mit Durchmessern ≤ 1 mm auf den subjektiven Okklusionseffekt schließen lässt. Dies wird auch in der vorliegenden Studie, an den Bewertungen des Standarddesigns «1 mm» deutlich, dargestellt in Abbildung 4.5. Hier ist anhand der gemittelten Bewertungen ebenfalls nur eine geringfügige Verbesserung des Okklusionseffekts gegenüber der geschlossenen Ventkonfiguration zu erkennen, wohingegen eine Erweiterung des Ventdurchmesser auf 2 mm eine deutliche Verbesserung bewirkt, was ebenfalls in der genannten Studie von Kuk und Keenan beobachtet wurde. Weiterhin zeigen sich weitaus größere Auswirkungen durch die Ventkonfiguration «1 mm» bei Verwendung des Designs Skelettierte Folie. In diesem Fall ist in der subjektiven Bewertung in Abbildung 4.5, ein deutlicher Unterschied zur geschlossenen Variante desselben Designs zu erkennen. Da sich die beiden offenen Ventkonfigurationen des Standarddesigns und des Designs Skelettierte Folie, bei gleichem Bohrungsdurchmesser, maßgeblich in der akustischen Masse des Vents unterscheiden, legt dies eine Beziehung zwischen akustischer Masse des Vents und subjektiver Bewertung der jeweiligen Otoplastik nahe, die im Folgenden weiter beschrieben wird.

5.2 Akustische Masse

Zur Beantwortung der initialen Fragestellung, inwiefern sich die Eigenschaften der akustischen Ankopplung mittels akustischer Masse der Ventilationsbohrungen vorhersagen lassen, werden die Ergebnisse der Korrelationsanalysen in Unterabschnitt 4.7.2 betrachtet.

Für den Okklusionseffekt ist hierbei sowohl dessen objektive als auch die subjektive Komponente zu betrachten. Bei dem objektiven, durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekt, zeigt sich in Abbildung 4.15 zwar eine deutliche positive Beziehung zur akustischen Masse der Vents, die jedoch statistisch als nicht signifikant zu werten ist. Ein

ähnlicher Sachverhalt ist bei der Beziehung zwischen subjektivem Okklusionseffekt und der akustischen Masse in Abbildung 4.16 zu erkennen. Hier ergibt sich aus der Korrelationsanalyse ein deutlicher Zusammenhang, der ebenfalls aufgrund eines erhöhten p -Werts als statistisch nicht signifikant gilt. Dennoch sind die Ergebnisse aufgrund der erhöhten einzelnen Korrelationskoeffizienten als wichtig zu betrachten, da eine deutliche Beziehung der akustischen Masse zum Okklusionseffekt zu erkennen ist. Diese entspricht den Beobachtungen aus der Studie von Kießling et al. (2005), in der mit einem Bestimmtheitsmaß von $r^2 = 0,971$ ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen den Messgrößen akustischer Masse und subjektiver Bewertung bzw. subjektivem Okklusionseffekt beschrieben wird. Hierbei ist allerdings zu beachten, dass die von Kießling et al. erhobenen Daten im Rahmen von lediglich drei verschiedenen Otoplastikdesigns an 19 Versuchspersonen ermittelt, jedoch keine Informationen zur statistischen Signifikanz bezüglich der Korrelation genannt werden. Zwei der verwendeten Designs hatten dabei Ähnlichkeit mit dem Standard- und Folien-Design aus der vorliegenden Studie, als dritte Variante wurden offene Schirmchen aus Silikon verwendet. Dagegen zeigen Kuk, Keenan und Lau (2005) durch individuelle Korrelationsanalysen der einzelnen Probandendaten deutliche lineare Zusammenhänge zwischen der akustischen Masse der Vents und dem objektiven, durch Vokalisation evozierten Okklusionseffekt, die mit $p < 0,05$ als statistisch signifikant einzuschätzen sind. Allerdings wird in der Studie von Kuk, Keenan und Lau nur ein Otoplastikdesign, welches Ähnlichkeit mit dem Standarddesign hat, mit verschiedenen Ventkonfiguration verwendet.

Somit deuten die ermittelten Korrelationskoeffizienten zwischen akustischer Masse der Vents und dem objektiven bzw. subjektiven Okklusionseffekt auf eine Beziehung der beiden Messgrößen hin, die allerdings nicht so stark ausfällt wie beispielsweise durch Kießling et al. (2005) ermittelt. Demnach könnte die im Vergleich zur Literatur höhere Anzahl an verschiedenen Designs die Ursache dafür sein, dass die akustische Masse im Rahmen der vorliegenden Studie nicht das alles entscheidende Kriterium für den Okklusionseffekt ist. Dies wird ebenfalls bei Betrachtung des jeweiligen Unterschieds zwischen geschlossener und offener Ventkonfiguration im Rahmen des Vergleichs der einzelnen Dreifrequenzmittel in Abbildung 4.2 und Abbildung 4.4, deutlich. Hier zeigt die Verwendung von Ventilationsbohrungen beim einzelnen Otoplastikdesign eine relativ geringere Reduktion des objektiven Okklusionseffekts, als vergleichsweise durch ein anderes Design bereits bei in geschlossener Ventkonfiguration erreicht wird. Ein konkretes Beispiel hierfür ist in in Abbildung 4.2 anhand des Step-Vent-Designs zu erkennen, bei dem durch die Verwendung der offenen Ventkonfiguration eine geringere Reduktion des

objektiven Okklusionseffekts erzielt wird als bereits durch das Nugget-Design mit geschlossener Ventkonfiguration. Diese an den ermittelten Daten beobachtete, geringe Auswirkung der Vents und somit der akustischen Masse, deuten auf einen durchaus möglichen größeren Einfluss des Otoplastikdesigns auf den Okklusionseffekt hin.

Für die Beziehung der akustischen Masse zur Wiedergabebandbreite der einzelnen Otoplastikdesigns, ist in Abbildung 4.17 ein moderater Zusammenhang auszumachen, der als statistisch nicht signifikant gilt. Somit lässt sich die tieffrequente Wiedergabebandbreite, der im Rahmen dieser Studie verwendeten Otoplastiken, nur bedingt mittels akustischer Masse der Ventilationsbohrung evaluieren. Diese Beobachtung weicht damit von den Erkenntnissen seitens Kuk und Keenan (2006) ab, die eine deutliche Korrelation zwischen Tieffrequenzwiedergabe und dem Durchmesser des Vents beschreiben, woraus sich eine Beziehung zur akustischen Masse ableiten lässt, da sich diese unter anderem anhand des Ventdurchmessers berechnet. Allerdings ermöglichen die Erkenntnisse von Kuk und Keenan keine genaueren Rückschlüsse auf die verwendeten Designs, wobei anhand der beschriebenen verwendeten Ventlängen von 6 und 22 mm bzw. Ventdurchmessern von 1, 2 und 3 mm, schätzungsweise maximal zwei unterschiedlichen Otoplastikdesigns verwendet wurden. Die Vents aus der vorliegenden Studie weisen teilweise ähnliche Dimensionen auf (siehe Tabelle 6.2) und erreichen somit auch in deren akustischer Masse eine vermutlich zur Literatur ähnliche Größe. Somit scheint der wesentliche Unterschied zwischen Literatur und der vorliegenden Studie, in der Anzahl der verwendeten verschiedenen Otoplastikdesigns zu bestehen. Dies führt zu der Annahme, dass die jeweiligen Unterschiede der ermittelten Ergebnisse möglicherweise durch Verwendung der verschiedenen Otoplastikdesigns bzw. deren speziellen Eigenschaften hervorgerufen werden. So weisen beispielsweise das Standard-Foliendesign und das Notched-Vent-Design eine höhere Wiedergabebandbreite auf, als durch die akustische Masse vorhergesagt wird, da diese Designs deutlich oberhalb der Regressionsgerade in Abbildung 4.17 liegen. Demnach ist zu vermuten, dass die akustische Masse der Vents keine hinreichende Erklärung der Wiedergabebandbreite ermöglicht, da unter anderem das Otoplastikdesign als zusätzlicher entscheidender Faktor betrachtet werden kann.

Bei der Direktschalldämmung ist in der Darstellung für die gemittelten Ergebnisse in Abbildung 4.8, sowie bei der Abbildung des jeweiligen Frequenzmittels in Abbildung 4.9, ein gravierender Unterschied zwischen offener und geschlossener Ventkonfiguration der einzelnen Designs zu erkennen. Hierbei lässt sich bereits eine starke Abhängigkeit zur akustischen Masse vermuten. Im Rahmen der Korrelationsanalyse in Abbildung 4.18 zeigt

sich, aufgrund des hohen Korrelationskoeffizienten, ein starker positiver Zusammenhang mit der akustischen Masse, der als statistisch signifikant einzuschätzen ist. Somit scheint eine Verkleinerung des Ventdurchmessers bzw. eine Verlängerung des Vents der jeweiligen Otoplastik, die in der Erhöhung von dessen akustischer Masse resultiert, eine erhöhte Direktschalldämpfung im tieffrequenten Bereich herbeizuführen. Diese Beobachtung deckt sich mit den Erkenntnissen aus der Literatur (Dillon, 2012, S. 137), die eine Direktschalldämpfung im tieffrequenten Bereich in Abhängigkeit des jeweiligen verwendeten Ventdurchmessers beschreibt. Allerdings geht aus der Literatur kein Einfluss des Otoplastikdesigns auf die Direktschalldämpfung hervor. Dies scheint aufgrund der ermittelten Korrelation zur akustischen Masse auch für die Daten der vorliegenden Studie zuzutreffen. Demnach ist zu vermuten, dass es sich bei der akustischen Masse der Vents um das ausschlaggebende Maß zur Bestimmung der Direktschalldämmung bei Otoplastiken handelt.

Die Rückkopplungsneigung zeigt bei der Korrelationsanalyse in Abbildung 4.19 eine deutliche negative Beziehung zur akustischen Masse, die als statistisch signifikant zu werten ist. Somit führte vermutlich die Vergrößerung der akustischen Masse durch Reduzierung des Ventdurchmessers bzw. die Verlängerung des Vents der im Versuch verwendeten Otoplastiken, zu einer Verminderung der jeweiligen Rückkopplungsneigung. Diese Beobachtung deckt sich mit den Erkenntnissen von Kuk und Keenan (2006), dass sich die maximal mögliche Verstärkung von Hörsystemen im für Rückkopplung kritischen Frequenzbereich über 1000 Hz bei einer Vergrößerung der Ventilationsbohrung deutlich verringert, woraus sich ein erhöhtes Rückkopplungsrisiko bei regulären Verstärkungspegeln ableiten lässt. Allerdings ermöglichen die Erkenntnisse von Kuk und Keenan keine Rückschlüsse auf das verwendete Design, wobei anhand der beschriebenen verwendeten Ventlängen bis zu 22 mm, von Otoplastiken ausgegangen werden kann, die große Ähnlichkeit zum Standarddesign besitzen.

Dementsprechend ist auch anhand der vorliegenden deutlichen Korrelation zur akustischen Masse in Abbildung 4.19, ein untergeordneter Einfluss des jeweiligen Otoplastikdesigns zu vermuten. Demnach scheint die akustische Masse der Vents eine hinreichend gute Erklärung für die resultierende Rückkopplungsneigung darzustellen.

Somit konnte in der vorliegenden Studie beim jeweiligen objektiven bzw. subjektiven Okklusionseffekt und der Wiedergabebandbreite zwar ein gewisser Zusammenhang zur akustischen Masse der Vents ausgemacht werden, der in Teilen auch Parallelen zur

Literatur zeigt, jedoch nicht für eine ausreichende Erklärung der vorliegenden Resultate ausreicht. Dementsprechend lässt sich vermuten, dass die erzielten Ergebnisse nicht generell auf eine Öffnung des Gehörgangs zurückzuführen sind und somit auch noch andere Faktoren wie z. B. das Otoplastikdesign und die daraus resultierenden Dichtzonen, eine nicht zu unterschätzende Bedeutung haben. Dies ist unter anderem beim Vergleich der ermittelten Daten des Folien- und skelettierten Folien-Designs zu erkennen, die bei identischer akustischer Masse deutliche Unterschiede beim objektiven und subjektiven Okklusionseffekt, sowie der Wiedergabebandbreite zeigten.

Dagegen scheinen die Direktschalldämpfung und Rückkopplungsneigung von Otoplastiken sehr stark vom jeweiligen Vent beeinflusst und demnach gut mittels der akustischen Masse der Vents erklärbar zu sein. Somit ist bei den beiden genannten Ankopplungseffekten eine starke Abhängigkeit zur Öffnung des Gehörgangs mittels Vent zu vermuten. Dies erscheint durchaus nachvollziehbar, da durch beide Messgrößen in gewisser Weise der Schallaustausch zwischen Gehörgangsrestvolumen und Außen beschrieben wird, der laut Literatur größtenteils über die Vents stattfindet (Voogdt, 2013, S. 107). Dementsprechend ist sowohl bei der Direktschalldämpfung als auch der Rückkopplungsneigung eine untergeordnete Bedeutung des jeweiligen Otoplastikdesigns anzunehmen.

5.3 Otoplastikdesigns

Für eine Untersuchung, in welchem Ausmaß eine Reduzierung des Okklusionseffekts mittels speziellem Otoplastikdesign realisiert werden kann, ohne dabei nachteilige Auswirkungen auf die restlichen Ankopplungseigenschaften zu zeigen, werden die ermittelten Performancemaße zusammengefasst und nach der jeweiligen Größe sortiert. Somit ergibt sich für jede Messgröße eine Art Rangliste der verschiedenen Otoplastikdesigns, die in Tabelle 5.1 dargestellt ist.

Das Standarddesign wurde im Rahmen des Versuchs, wie bereits in Abschnitt 3.3.4 beschrieben, als Referenz-Otoplastik verwendet. Anhand der sortierten Ranglisten in Tabelle 5.1 zeigt sich bei Verwendung des Standarddesigns innerhalb dieser Studie der maximale Okklusionseffekt, sowohl objektiv als auch subjektiv. Auffällig ist hier das Maximum durch die «1 mm» Ventkonfiguration bei der Messung mit Knochenleitungshörer. Dies hängt vermutlich mit der Quantifizierung mittels Dreifrequenzmittel bei 250, 500 und 750 Hz zusammen, da die gemittelten Übertragungsfunktionen des Standarddesigns «geschlossen» in Abbildung 4.3, unterhalb von 250 Hz deutlich höhere

Pegel aufweisen als das Standarddesign «1 mm», die aber aufgrund der genannten Mittelung bei der Berechnung der Performance-Maße vernachlässigt werden. Weiterhin konnte im Versuch mit dem Standarddesign eine nur unwesentliche Änderung des Okklusionseffekts durch Veränderung der Ventkonfiguration von geschlossen auf 1 mm erreicht werden, wohingegen die Erweiterung des Vents von 1 auf 2 mm eine wesentliche Minimierung des Okklusionseffekts und eine dementsprechende Verbesserung der subjektiven Bewertung erzielte. Dieser Zusammenhang wurde ebenfalls von Kuk und Keenan (2006) mit identischen Ventdurchmessern beobachtet. Bei den weiteren Ankopplungseffekten durch Verwendung des Standarddesigns die höchsten Ränge in den jeweiligen Ranglisten in Tabelle 5.1 erreicht. Hierbei fällt vor allem der mit Abstand höchste Wert der Direktschalldämmung auf. Dies hängt vermutlich mit dem langen und unbearbeiteten Zapfen des Standarddesigns zusammen, der somit scheinbar zu einer guten Abdichtung des Gehörgangs führt. Durch die Verwendung der Ventkonfiguration zeigte das Standarddesign im Versuch dann allerdings deutliche Defizite im Bereich der Direktschalldämmung. Die Wiedergabebandbreite und Rückkopplungsneigung wurden erst bei der Ventkonfiguration «2 mm» deutlich beeinträchtigt. Auffällig ist das Maximum der Wiedergabebandbreite durch Verwendung der «1 mm» Ventkonfiguration. Dies ist vermutlich auf eine Resonanz der Ventilationsbohrung zurückzuführen, die bereits von Kuk und Keenan (2006) bei identischem Ventdurchmesser beobachtet wurde.

Somit scheint beim Standarddesign die Problematik der initialen Fragestellung vorzuliegen, da sich der vermutlich in hohem Maße vorhandene Okklusionseffekt möglicherweise durch Ventilationsbohrungen verringern lässt, diese aber scheinbar zu einer möglicherweise starken Beeinträchtigung der Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung führen.

Das Step-Vent-Design zeigt in den sortierten Daten in Tabelle 5.1 einen hohen objektiven und subjektiven Okklusionseffekt, der im Vergleich zum Standarddesign minimal reduzierte Werte aufweist. Hierbei fällt auf, dass durch die Ventkonfiguration «2 mm» nur eine geringe Verbesserung des Okklusionseffekts erzielt wurde, unabhängig von der Messart. Der Grund hierfür liegt möglicherweise in der Dichtzone des Step-Vent-Designs, die in Abschnitt 3.3.4 beschrieben wird, durch die sich schätzungsweise eine flachere Okklusion ergibt, die dann vermutlich zu einem höheren Eintrag von körpereigenem Schall bzw. Knochenleitung führt und damit dann in einem höheren objektiven Okklusionseffekt resultiert. Dagegen führte die «2 mm» Ventkonfiguration zu einer deutlicheren Verbesserung der subjektiven Bewertung bzw. des subjektiven Okklusionseffekts, der aber

weiterhin gemittelt einen halben Bewertungspunkt unter den ermittelten Werten des Standarddesigns «2mm» liegt. Bei den Ankopplungseffekten führte das Step-Vent «geschlossen» im Versuch zu einer durchschnittlichen Direktschalldämpfung sowie zu verringerter Wiedergabebandbreite. Analog zum Standarddesign sind bei den ermittelten Daten mit Step-Vent-Design «2 mm» deutliche Beeinträchtigungen der Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung zu erkennen.

Im Vergleich zum Standard-Otoplastik zeigte das Step-Vent-Design in der vorliegenden Studie eine minimale Reduktion des Okklusionseffekts, die allerdings mit einer Verschlechterung der Wiedergabebandbreite einherging. Bei geschlossener Ventkonfiguration konnten in den Messungen dieser Studie eine leicht erhöhte Direktschalldämpfung und eine mittelmäßige Rückkopplungsneigung ermittelt werden.

Das Folien-Design zeigt anhand der sortierten Daten in Tabelle 5.1 in den Messungen dieser Studie eine deutliche Reduzierung des Okklusionseffekts gegenüber den ermittelten Werten für das Standarddesign «1 mm». Weiterhin wird eine im mittleren Bereich der Rangliste angesiedelte subjektive Bewertung erzielt, die jedoch deutlich über den Werten des Standarddesigns in gleicher Ventkonfiguration liegt. Weiterhin wurden mittelgradige Werte für die Wiedergabebandbreite, die Direktschalldämmung und das Rückkopplungsrisiko ermittelt, die in der jeweiligen Rangliste in Tabelle 5.1 unterhalb der für das Standarddesign «1 mm» ermittelten Werte liegen. Beim Vergleich mit Standarddesign in identischer Ventkonfiguration, zeigte das Folien-Design im Versuch eine deutliche Reduzierung des objektiven und subjektiven Okklusionseffekts, zeigt dabei aber eine niedrigere Wiedergabebandbreite, verringerte Direktschalldämmung und erhöhte Rückkopplungsneigung.

Beim Design Skelettierte Folie ist mittels Ventkonfiguration «1 mm» in den sortierten Daten in Tabelle 5.1 die maximale Reduktion des objektiven Okklusionseffekts, sowie das Maximum der subjektiven Bewertung zu erkennen. Die Verwendung der geschlossenen Ventkonfiguration führt zu einer minimalen Erhöhung des objektiven Okklusionseffekts und zu einer deutlichen Verschlechterung der subjektiven Bewertungen. Für die weiteren Ankopplungseffekten wurde mit dem Design Skelettierte Folie «1 mm» innerhalb der Messungen die minimale Wiedergabebandbreite, die geringste Direktschalldämpfung und das maximale Rückkopplungsrisiko ermittelt. Durch Verwendung der geschlossenen Ventkonfiguration konnten eine mittelgradige Wiedergabebandbreite und Rückkopplungsneigung erreicht werden, die jedoch in der jeweiligen Rangliste in Tabelle 5.1 unterhalb der

ermittelten Daten des Standarddesigns «1 mm» liegt. Bei der Direktschalldämmung zeigte die Verwendung der geschlossenen Ventkonfiguration eine deutliche Verbesserung, führte aber dennoch zu mittelgradigen Messwerten.

Im Versuch zeigte das skelettierte Folien-Design bei offener Ventkonfiguration, im Mittel die maximale Reduktion des objektiven Okklusionseffekts und die beste subjektive Bewertung, unter maximaler Beeinträchtigung der Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung. Durch die Verwendung der geschlossenen Ventkonfiguration konnte die beschriebenen Ankopplungseffekte auf ein Mittelmaß reguliert werden, unter deutlicher Verschlechterung der subjektiven Bewertung.

Das Notched-Vent-Design «geschlossen» zeigt in den Messungen dieser Studie, anhand der Ranglisten in Tabelle 5.1 eine mittelgradige Reduktion des objektiven Okklusionseffekts, sowie eine sehr niedrige subjektive Bewertung. Wiedergabebandbreite und Direktschalldämmung sind dabei relativ hoch und liegen dementsprechend in der Rangliste direkt nach den Maximalwerten des Standarddesigns. Die ermittelte Rückkopplungsneigung liegt ebenfalls direkt hinter dem durch die Standard-Otoplastik erzielten Bestwert und ist daher relativ gering. Durch Verwendung der «1,3 mm» Ventkonfiguration konnte eine wesentlich höhere subjektive Bewertung erzielt werden. Diese führte jedoch weiterhin zu einer deutlich verringerten Direktschalldämpfung und einer erhöhten Rückkopplungsneigung. Auffällig ist hierbei, dass sich in den Messungen der objektive Okklusionseffekt, unabhängig von der Messart, durch die Verwendung der «1,3 mm» Ventkonfiguration erhöhte. Gründe hierfür wurden nicht weiter untersucht, könnten aber in möglichen Resonanzen der Belüftungsbohrung und der charakteristischen Aussparung des Notched-Vent-Designs liegen.

Bei Verwendung des Nugget-Designs «geschlossen» wurden in dieser Studie eine mittelgradige Reduktion des objektiven und subjektiven Okklusionseffekts erzielt, die im Vergleich zur Verwendung des Standarddesigns «geschlossen» eine deutliche Verbesserung darstellt. Dies zeigt sich anhand der Daten in Tabelle 5.1. Weiterhin wurden in den Ranglisten eine mittelgradige Wiedergabebandbreite und eine erhöhte Direktschalldämmung, sowie eine leicht reduzierte Rückkopplungsneigung erreicht. Durch Verwendung der «1,3 mm» Ventkonfiguration, konnte eine deutliche Reduktion des objektiven Okklusionseffekts bei Vokalisation, sowie eine markante Verbesserung der subjektiven Bewertung beobachtet werden. Dies führt zu einem Herabsetzen der Wiedergabebandbreite und einer gravierenden Reduktion der Direktschalldämmung.

Weiterhin zeigt sich in der Rangliste eine signifikante Erhöhung der Rückkopplungsneigung durch die Verwendung des Nugget-Designs «1,3 mm».

Somit konnten in dieser Arbeit mit verschiedenen Otoplastikdesigns zwar teilweise markante Verbesserungen des objektiven und subjektiven Okklusionseffekts erzielt werden, die jedoch oftmals zu einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Einschränkung der weiteren Übertragungseigenschaften führt. Analog zum Standarddesign scheint demnach auch bei speziellen Designs ein Kompromiss zwischen dem resultierenden Okklusionseffekt und den weiteren Übertragungseigenschaften vorzuliegen, der jedoch schätzungsweise nicht so stark ausgeprägt ist wie beim Standarddesign. Weiterhin wurden bei den gefertigten Otoplastiken vor allem durch eine großzügige Verringerung der Hautkontaktfläche zum knorpeligen Teil im lateralen Bereich des Gehörgangs in Kombination mit einer tief im Gehörgang sitzenden medialen Dichtzone eine größere Reduktion des Okklusionseffekts und geringere Einschränkungen von Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung erreicht, als im Vergleich zum Standarddesign mit «2 mm» Ventkonfiguration. Dies gibt Anlass zur Vermutung, dass spezielle Otoplastikdesigns durchaus die Vorteile von offenen Anpassungen in Form eines verringerten Okklusionseffekts ermöglichen, ohne sich dabei in gleichem Maße wie ein offenes Standarddesign nachteilig auf die weiteren Übertragungseigenschaften auszuwirken.

Eine Verwendbarkeit der verschiedenen Otoplastikdesigns im Alltag, ist aufgrund diverser Merkmale, die zu einer möglichen Beeinträchtigung des Tragekomforts führen könnten, schwer einzuschätzen und hängt wahrscheinlich von der Sensitivität des einzelnen Hörsystemträgers ab. Die ausgeprägte mediale Dichtzone, insbesondere jedoch die Länge des Zapfens der im Versuch verwendeten Otoplastiken, ist laut Dillon (2012, S. 341) als potenziell unkomfortabel einzuschätzen. Somit könnte eine längere Tragedauer als in dieser Studie möglicherweise zu Beschwerden bei Hörsystemträgern führen, die sich auf das Tragegefühl der Otoplastik beziehen. Zur Steigerung des Tragekomforts wird in der Literatur eine konische Bearbeitung des Zapfens empfohlen (Voogdt, 2013, S. 62-63), die in der Praxis jedoch zu einer starken Beeinträchtigung der im knöchernen Gehörgangsteil befindlichen Dichtzone führen könnte und somit gegebenenfalls der durch Killion et al. (1988) beschriebenen Strategie zur Vermeidung des Okklusionseffekts entgegenwirkt. Dementsprechend scheint also zusätzlich ein Kompromiss zwischen akustischem und physiologischem Komfort der Otoplastik zu herrschen. Weiterhin könnten in folgenden Studien die jeweiligen Otoplastikdesigns im Feldversuch bei längerer Tragedauer erprobt werden, was

eine aussagekräftige Einschätzung des jeweiligen Tragekomforts ermöglichen würde.

Tabelle 5.1: Zur besseren Übersichtlichkeit werden die gemittelten Performancegrößen zusammengefasst. Die Otoplastikdesigns sind dabei nach der Größe aus der jeweiligen Tabellenüberschrift geordnet.

Otoplastikdesign	OE _{VOK} [dB]
Skel. Folie / 1 mm	6,2
Nugget / 1,3 mm	7,4
Skel. Folie / geschl.	8,6
Std. Folie / 1 mm	9,3
Nugget / geschl.	9,4
Standard / 2mm	11,3
Notched Vent / geschl.	11,8
Notched Vent / 1,3 mm	12,5
Step-Vent / 2 mm	12,6
Standard / 1 mm	13,9
Step-Vent / geschl.	14,5
Standard / geschl.	14,6

Otoplastikdesign	OE _{KL} [dB]
Skel. Folie / 1 mm	14,5
Skel. Folie / geschl.	16,9
Standard / 2 mm	18,1
Nugget / 1,3 mm	18,3
Std. Folie / 1 mm	18,4
Nugget / geschl.	18,6
Step-Vent / 2 mm	18,9
Notched Vent / geschl.	19,4
Step-Vent / geschl.	19,6
Notched Vent / 1,3 mm	20,2
Standard / geschl.	20,5
Standard / 1 mm	21,6

Otoplastikdesign	Subj. Bew.
Skel. Folie / 1 mm	7,5
Nugget / 1,3 mm	6,8
Standard / 2 mm	6,3
Step-Vent / 2 mm	5,8
Std. Folie / 1 mm	5,7
Notched Vent / 1,3 mm	5,4
Skel. Folie / geschl.	5,3
Nugget / geschl.	5,2
Step-Vent / geschl.	4,5
Standard / 1 mm	4,3
Notched Vent / geschl.	4,0
Standard / geschl.	3,5

Otoplastikdesign	Wdg. [dB]
Standard / 1 mm	79,6
Standard / geschl.	79,1
Notched Vent / geschl.	78,5
Notched Vent / 1,3 mm	78,4
Nugget / geschl.	77,7
Skel. Folie / geschl.	77,7
Std. Folie / 1 mm	77,3
Standard / 2 mm	77,2
Step-Vent / geschl.	76,4
Nugget / 1,3 mm	75,4
Step-Vent / 2 mm	75,3
Skel. Folie / 1 mm	74,5

Otoplastikdesign	Direktsd. [dB]
Standard / geschl.	14,2
Notched Vent / geschl.	10,1
Nugget / geschl.	9,4
Step-Vent / geschl.	7,4
Skel. Folie / geschl.	5,7
Standard / 1 mm	5,1
Notched Vent / 1,3 mm	1,3
Step-Vent / 2 mm	0
Std. Folie / 1 mm	-0,4
Standard / 2 mm	-0,7
Nugget / 1,3 mm	-0,9
Skel. Folie / 1 mm	-1,6

Otoplastikdesign	Rückplng. [dB]
Standard / geschl.	37,6
Notched Vent / geschl.	37,9
Standard / 1 mm	38,4
Nugget / geschl.	39,2
Step-Vent / geschl.	39,3
Notched Vent / 1,3 mm	39,9
Skel. Folie / geschl.	40,0
Standard / 2 mm	40,4
Std. Folie / 1 mm	40,9
Step-Vent / 2 mm	41,0
Nugget / 1,3 mm	41,9
Skel. Folie / 1 mm	42,4

6 Fazit

In dieser Arbeit wurde der Einfluss von verschiedenen Otoplastikdesigns auf den objektiven und subjektiven Okklusionseffekt sowie die weiteren Ankopplungseffekte untersucht. Weiterhin wurde geprüft, inwieweit sich anhand der akustischen Masse der Ventilationsbohrung die Ankopplungseffekte beschreiben lassen. Hierzu wurden für zehn Probanden, jeweils zwölf Otoplastikpaare aus sechs verschiedenen Designs und mit unterschiedlichen Ventkonfiguration gefertigt. Die Messungen mit insgesamt drei verschiedenen Schallquellen und sieben unterschiedlichen Mikrofonen, umfassten somit pro Messseite eine Ermittlung von insgesamt 21 Übertragungsfunktionen. Anhand des jeweiligen Ein- bzw. Ausgangs wurden die Übertragungsfunktionen zur Beschreibung von objektivem Okklusionseffekt, Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung ausgewählt. Der objektive Okklusionseffekt wurde zusätzlich zur Messung mit Knochenleitungshörer, in einer weiteren Messung durch Vokalisation evoziert. Mittels subjektiver Bewertung der Otoplastiken erfolgte eine Bestimmung des subjektiven Okklusionseffekts.

Bei der Bestimmung des objektiven Okklusionseffekts zeigte die Methode der Anregung einen potentiellen Einfluss auf die Ergebnisse. So wurde bei der Messung mittels Vokalisation eine mögliche Abhängigkeit der erzielten Ergebnisse vom jeweiligen Vokal und der vermutlich daraus resultierenden Kieferhaltung beobachtet. Im Vergleich dazu wurden bei der Messung mit Knochenleitungshörer höher liegende Okklusionseffekte und eine geringere individuelle Streuung beobachtet. Beide Methoden zeigten dabei eine starke Beziehung zur subjektiven Empfindung, wodurch sich mögliche Rückschlüsse von den Ergebnissen der objektiven Messungen des Okklusionseffekts zu dessen subjektiver Komponente vermuten lassen.

Die akustische Masse der Vents erwies sich bei der Direktschalldämmung und der Rückkopplungsneigung von offenen Otoplastiken als geeignetes Maß, da diese Ankopplungseffekte eine deutliche Abhängigkeit von der Öffnung des Gehörgangs aufwiesen. Der objektive sowie subjektive Okklusionseffekt und die Wiedergabebandbreite konnten nur bedingt durch die akustische Masse der Vents erklärt werden, wodurch sich besonders bei diesen Ankopplungseffekten eine mögliche Abhängigkeit zu den verschiedenen Otoplastikdesigns vermuten lässt.

Weiterhin konnte mit speziellen Otoplastikdesigns, die Modifikationen im Bereich des Otoplastikzapfens aufwiesen, eine Reduktion des objektiven und subjektiven Okklusionseffekts erzielt werden, ohne sich dabei vergleichbar nachteilig wie offene Standarddesigns auf die Ankopplungseigenschaften wie Wiedergabebandbreite, Direktschalldämmung und Rückkopplungsneigung auszuwirken. Hierbei erwies sich im Rahmen der Messungen vor allem eine großzügige Reduzierung des Zapfenquerschnitts im lateralen Bereich des Gehörgangs und eine daraus resultierende verringerte Hautkontaktzone zum knorpeligen Gehörgangsteil als wirksam. Hierbei sollte in weiteren Untersuchungen überprüft werden, inwieweit sich die beschriebenen speziellen Designs bzw. deren Modifikationen im Alltag bei längerer Tragedauer bewähren.

Literaturverzeichnis

- Bayer, Erich (24. Juli 2002). „Otoplastik für Hinter-dem-Ohr (HdO)-Hörgeräte.“ Europ. Pat. 1 224 839 B1 (Straubing).
- (Nov. 2020). „Smarte Otoplastiken für smarte Hörsysteme.“ Online-Vortrag. Digitaler EUHA-Kongress 2020. url: <https://www.euha.tv/digitaler-euhakongress-2020/>.
- Békésy, Georg v. (1932). „Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung.“ In: *Annalen der Physik* 405.1, S. 111–136. ISSN: 00033804, 15213889. doi: 10.1002/andp.19324050109.
- Blau, Matthias, et al. (März 2008). „Einfluss des Otoplastikprofils auf den objektiven Okklusionseffekt.“ In: *Fortschritte der Akustik: Plenarvorträge und Fachbeiträge der 34. Deutschen Jahrestagung für Akustik DAGA 2008, Dresden*, S. 657–658. ISBN: 978-3-9808659-4-4.
- Borges, Renata C., et al. (Okt. 2014). „Impact of the vent size in the feedback-path and occlusion-effect in hearing aids.“ In: *2014 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) Proceedings, Lausanne*, S. 25–28. ISBN: 978-1-4799-2346-5. doi: 10.1109/BioCAS.2014.6981636.
- Carle, Roberto, Søren Laugesen und Claus Nielsen (Jan. 2002). „Observations on the relations among occlusion effect, compliance, and vent size.“ In: *Journal of the American Academy of Audiology* 13.1, S. 025–037. ISSN: 1050-0545, 2157-3107. doi: 10.1055/s-0040-1715945.
- Dillon, Harvey (2012). *Hearing Aids*. 2. Aufl. OCLC: 803977183. Sydney: Boomerang Press [u.a.] 608 S. ISBN: 978-0-9578168-1-7 978-1-60406-810-8.
- DIN EN 60118-15 (Dez. 2012). *Akustik – Hörgeräte – Teil 15: Methoden zur Charakterisierung der Hörgeräte-Signalverarbeitung*.
- DIN EN 60318-4 (Dez. 2010). *Akustik – Simulatoren des menschlichen Kopfes und Ohres – Teil 4: Simulator für den abgeschlossenen Gehörgang zur Messung an mittels Ohreinsätzen an das Ohr angekoppelten Ohrhörern (IEC 60318-4:2010)*;
- DIN EN ISO 389-3 (Juli 1999). *Akustik - Standard-Bezugspegel für die Kalibrierung audiometrischer Geräte – Teil 3: Äquivalente Bezugs-Schwellenkraftpegel für reine Töne und Knochenleitungshörer*.

- Dworsack-Dodge, Mona, und Wendy Switalski (Apr. 2012). „Empfohlene Vorgehensweisen bei der Sondenmikrofonmessung.“ In: *Hörakustik In-Situ Special*, S. 11.
- Fagelson, Marc A., und Frederick N. Martin (Okt. 1998). „The occlusion effect and ear canal sound pressure level.“ In: *American Journal of Audiology* 7.2, S. 50–54. ISSN: 1059-0889, 1558-9137. doi: 10.1044/1059-0889(1998/010).
- Farina, Angelo (Feb. 2000). „Simultaneous measurement of impulse response and distortion with a swept-sine technique.“ In: 108th AES Convention, Paris.
- Grant, David A. (1948). „The latin square principle in the design and analysis of psychological experiments.“ In: *Psychological Bulletin* 45.5, S. 427–442. ISSN: 19391455, 0033-2909. doi: 10.1037/h0053912.
- Hansen, Mie Østergaard (1997). „Occlusion Effects, Part 1.“ Dissertation. Denmark: Technical University of Denmark – Dept. of Acoustic Technology. 159 S.
- (1998). „Occlusion Effects, Part 2.“ Dissertation. Denmark: Technical University of Denmark - Dept. of Acoustic Technology. 226 S.
- Jespersen, Charlotte Thunberg, und Jennifer Groth (Okt. 2004). „Vent is designed to reduce occlusion effect.“ In: *The Hearing Journal* 57.10, S. 44–45. ISSN: 0745-7472. doi: 10.1097/00025572-200410000-00007.
- Kießling, Jürgen, et al. (Apr. 2005). „Occlusion effect of earmolds with different venting systems.“ In: *Journal of the American Academy of Audiology* 16.4, S. 237–249. ISSN: 1050-0545, 2157-3107. doi: 10.3766/jaaa.16.4.5.
- Killion, Mead C., Laura Ann Wilber und Gail I. Gudmundsen (1988). „Zwislocki was right ...“ In: *Hearing Instruments* 39.1, S. 14–18.
- Kinkel, Martin (8. Dez. 2016). „Hearing aid demographics: What did change during the last two decades?“ In: *International Hearing Aid Research Conference (IHCON), Tahoe City*. Poster.
- Kuk, Francis, und Denise Keenan (Feb. 2006). „How do vents affect hearing aid performance?“ In: *Hearing Review* 13.2, S. 34, 36, 38, 40, 42.
- Kuk, Francis, Denise Keenan und Chi-Chuen Lau (2005). „Vent configurations on subjective and objective occlusion effect.“ In: *Journal of the American Academy of Audiology* 16.9, S. 747–762.

- Majdak, Piotr, Peter Balazs und Bernhard Laback (Juli 2007). „Multiple exponential sweep method for fast measurement of head-related transfer functions.“ In: *Journal of the Audio Engineering Society* 55.7, S. 15.
- McCormack, Abby, und Heather Fortnum (Mai 2013). „Why do people fitted with hearing aids not wear them?“ In: *International Journal of Audiology* 52.5, S. 360–368. ISSN: 1499-2027, 1708-8186. doi: 10.3109/14992027.2013.769066.
- Meyer, Martin (2009). *Signalverarbeitung: analoge und digitale Signale, Systeme und Filter*. 5. Aufl. Studium. OCLC: 428202858. Wiesbaden: Vieweg + Teubner. 324 S. ISBN: 978-3-8348-0494-5.
- Mueller, H., Kathryn Bright und Jerry Northern (Feb. 1996). „Studies of the hearing aid occlusion effect.“ In: *Seminars in Hearing* 17.1, S. 21–31. ISSN: 0734-0451, 1098-8955. doi: 10.1055/s-0028-1089925.
- Popelka, Gerald R. und Brian C. J. Moore (2016). „Future directions for hearing aid development.“ In: *Hearing Aids*. Hrsg. v. Gerald R. Popelka et al. Bd. 56. Series Title: Springer Handbook of Auditory Research. Cham: Springer International Publishing, S. 323–333. ISBN: 978-3-319-33034-1 978-3-319-33036-5. doi: 10.1007/978-3-319-33036-5_11.
- Stenfelt, Stefan, und Sabine Reinfeldt (Jan. 2007). „A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation.“ In: *International Journal of Audiology* 46.10, S. 595–608. ISSN: 1499-2027, 1708-8186. doi: 10.1080/14992020701545880.
- UK Cancer Research (30. Juli 2014). *Diagram showing the parts of the inner ear CRUK 328*. url: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=34334173> (besucht am 16.05.2021).
- Voogdt, Ulrich (Juli 2011). „Okklusionseffekt und Vermeidungsstrategien.“ In: *Audio Infos* 123, S. 40–44.
- (2013). *Otoplastik: Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräteversorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm*. 4. überarb. Aufl. Heidelberg: Median-Verlag von Killisch-Horn. 408 S. ISBN: 978-3-941146-35-8.
- Winkler, Alexandra, Matthias Latzel und Inga Holube (1. Jan. 2016). „Open versus closed hearing-aid fittings: A literature review of both fitting approaches.“ In: *Trends in Hearing* 20, S. 233121651663174. ISSN: 2331-2165, 2331-2165. doi: 10.1177/2331216516631741.

Zwislocki, Jozef (Juli 1953). „Acoustic attenuation between the ears.“ In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 25.4, S. 752–759. ISSN: 0001-4966. doi: 10.1121/1.1907171.

Anhang

Hygienekonzept

Die nachfolgenden Maßnahmen werden bei jeder Probandenmessung im Rahmen dieser Studie durchgeführt. Vor und nach jeder Probandenmessung werden alle im Versuchsraum befindlichen Gegenstände mit Flächendesinfektionsmittel desinfiziert. Außerdem desinfizieren sich sowohl Versuchsleiter als auch der jeweilige Proband vor und nach jedem Messtermin die Hände. Weiterhin werden während der Messungen sowohl vom Probanden als auch vom Versuchsleiter dauerhaft eine partikelfiltrierende Halbmaske (FFP2) ohne Ausatemventil getragen. Dabei wird die maximal zulässige Gesamttragedauer nach den Vorgaben der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung DGUV-Regel 112-190, von 75 Minuten nicht überschritten. Für direkten Kontakt mit dem Probanden, z. B. im Rahmen der Otoskopie oder dem Einsetzen der Otoplastiken, werden vom Versuchsleiter Einweggummihandschuhe verwendet. Ein kurzzeitiges Abnehmen der partikelfiltrierenden Halbmaske durch den Probanden im Rahmen der Vokalisationsmessung ist erst gestattet, nachdem der Versuchsleiter den Messraum verlässt und dessen Tür vollständig schließt. Die Kommunikation mit dem Probanden findet dann über den Freifeldlautsprecher und das Freifeldmikrofon statt. Der Versuchsleiter öffnet die Tür des Messraums und betritt diesen erst, nachdem der Proband die partikelfiltrierenden Halbmaske wieder ordnungsgemäß trägt. Die kontinuierliche Belüftung des Versuchsraumes wird durch eine eingebaute Klimaanlage gewährleistet. Diese versorgt den Raum mit Frischluft und wälzt das Raumvolumen zwei Mal pro Stunde um. Die Teilnahme an der Studie kann durch den jeweiligen Probanden nur nach dessen schriftlichen Versicherung, dass dieser zum Zeitpunkt der Studie keine grippeähnlichen Symptome aufweist und der Einweisung in das Hygienekonzepts erfolgen.

Hygienekonzept



Deutsches Hörgeräte Institut GmbH

Anschützstraße 1
23562 Lübeck
Tel.: 0451 305051 0
Fax: 0451 305051 99

Hygienekonzept

Um die Verbreitung von Covid-19 zu vermeiden und Mitmenschen zu schützen, wird im Rahmen dieser Studie ein spezielles Hygienekonzept verfolgt.

1. Allgemeine Hygienevorschriften

- Flächen- und Händedesinfektionsmittel, Einwegtücher, und FFP2-Masken stehen jederzeit in ausreichendem Maße zur Verfügung.
- Alle im Versuchsraum befindlichen Gegenstände werden vor und nach jedem Termin desinfiziert.
- Der Versuchsleiter desinfiziert sich bei Bedarf und mindestens vor und nach jedem Termin die Hände.
- Der Versuchsleiter trägt dauerhaft einen medizinischen Mund- und Nasenschutz bzw. eine FFP2-Maske.
- Die Studie berücksichtigt dabei die empfohlene Tragedauer von FFP-2 Masken nach DGUV 112-190.
- Während des gesamten Termins wird versucht einen Mindestabstand von 1,50 m einzuhalten.
- Sollte ein direkter Kontakt mit dem Probanden notwendig sein (z. B. im Rahmen der Otoskopie) verwendet der Versuchsleiter Handschuhe und desinfiziert sich vor dem Kontakt.
- In zeitlichen Abständen von maximal 20 Minuten wird eine Pause durchgeführt, sodass der Raum regelmäßig mit Frischluft versorgt wird.

2. Ablauf

- Bitte warten sie zu der vereinbarten Uhrzeit vor dem Hauptgebäude der Deutsches Hörgeräte Institut GmbH (Anschützstr. 1, 23562 Lübeck).
- Dort werden Sie vom Versuchsleiter abgeholt und zum Messraum geleitet.
- Am Eingang befindet sich ein Spender mit Händedesinfektionsmittel. Bitte benutzen Sie diesen.
- Nach der Messung werden Sie vom Versuchsleiter wieder zum Eingang begleitet und verabschiedet.

FB402 V003
Gültig ab 20.08.2020

Wichtig: Sollten Sie irgendwelche grippeähnliche Symptome, wie Fieber, einen trockenen Husten oder andere Anzeichen einer Erkrankung aufweisen, bleiben Sie zu Hause und sagen Ihren Termin telefonisch oder per E-Mail ab.

Hiermit versichere ich, dass ich zum Zeitpunkt der Studie keine grippeähnlichen Symptome aufweise.

Lübeck, den _____

Teilnehmer/in

Studienleiter/in

FB404 V002
08.02.2021



Deutsches Hörgeräte Institut GmbH
Anschützstr. 1
23562 Lübeck

Tel: 0451 305051 0
Fax: 0451 305051 99
info@dhi-online.de

Sehr geehrte Dame, sehr geehrter Herr,

Vielen Dank für Ihr Interesse an unserer Studie „Okklusionseffekt und Verschluss des Gehörgangs mit verschiedenen Otoplastiken“. Der Studienleiter und Studienverantwortliche ist Dr. Hendrik Husstedt.

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 werden Ihnen verschiedene Ohrpassestücke mit angekoppelten Hörgeräten und Mikrofonen eingesetzt, um so das akustische Verhalten eines Hörgeräts im Ohr vermessen zu können. Fokus der Untersuchung ist der Einfluss des Ohrpassestücks auf die Wahrnehmung der eigenen Stimme. Daher werden Sie gebeten, Vokale konstant zu vokalisieren, wobei die entstehenden Schallpegel im Gehörgang und um das Ohr herum gemessen werden. Zudem werden Schallsignale über das Hörgerät, einen Lautsprecher und einen Knochenleitungskopfhörer wiedergegeben, um die akustischen Eigenschaften der getesteten Ohrpassestücke genau zu vermessen. Da die generellen Eigenschaften von Ohrpassestücken untersucht werden, handelt es sich explizit nicht um eine klinische Prüfung nach dem Medizinprodukteprüfungsgesetz.

Studienumfang und geplanter Ablauf

Die Studie wird von einem ausgebildeten Hörakustikergesellen im Rahmen einer Bachelorarbeit an der Technischen Hochschule Lübeck im Auftrag der Deutschen Hörgeräte Institut GmbH durchgeführt. Die Studie findet an zwei Terminen in den Räumlichkeiten der Deutschen Hörgeräte Institut GmbH, Anschützstr. 1, 23562 Lübeck statt. Zunächst wird beim ersten Termin Ihr Hörvermögen und Außenohr untersucht und ein Ohrabdruck genommen (ca. 30 Minuten). Die eigentlichen Hörexperimente finden beim zweiten Termin (ca. 60 Minuten) statt. Während der Sitzungen werden nach Ihren Bedürfnissen Pausen eingelegt und Sie können die einzelnen Messungen jederzeit unterbrechen.

In sehr seltenen Fällen können die Darbietungen von Ihnen kurzzeitig als zu laut oder unangenehm empfunden werden. Sie haben dann die Möglichkeit, die Darbietung (z. B. durch Absetzen des Hörgeräts oder durch Verlassen des

Messraumes) zu unterbrechen. Durch eine regelmäßige Kalibrierung der akustischen Wiedergabegeräte sowie die Möglichkeit für die Probanden, die Messungen selbst zu unterbrechen, sind Nebenwirkungen oder bleibende Schädigungen durch die Experimente auszuschließen.

Datenschutzrechtliche Informationen

Für die Datenverarbeitung verantwortlich ist die Datenschutzbeauftragte des Unternehmens. 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)



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
„Okklusionseffekt und Verschluss des Gehörgangs mit
verschiedenen Otoplastiken“**

- 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 ohne Namensnennung 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 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

Studienleiter/in

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 abubrechen.

Anpasssoftware

Tabelle 6.1: Verwendete Anpasssoftware zur Dimensionierung der Vents

Hersteller	Bezeichnung	Version
Oticon	Genie 2	v2020.1 Build 9.3.116.
Phonak	Target	v7.0.7.53036
Widex	Compass GPS	v4.0 UDI(01)057606069927825 (8012)34 Build 99

Messaufbau



(a) Hörsystem-Dummy in HdO-Bauweise mit Anschlusskabeln zur Verbindung an das zugehörige Vorschaltgerät



(b) Vorschaltgerät der Hörsystem-Dummies zur Verbindung an ein Audio-Interface per Klinkenstecker

Abbildung 6.1: Sonderangefertigtes System, bestehend aus Hörsystem-Dummies und Vorschaltgerät. Über dieses System erfolgt innerhalb des Messvorgangs die Wiedergabe und Aufnahme von Signalen.



Abbildung 6.2: Zur Steigerung der Genauigkeit bei Repositionierung des Knochenleitungshörers wird dessen initiale Position auf der Stirn des Probanden mit Pflasterband markiert.

Bitte bewerten Sie den Klang der eigenen Stimme

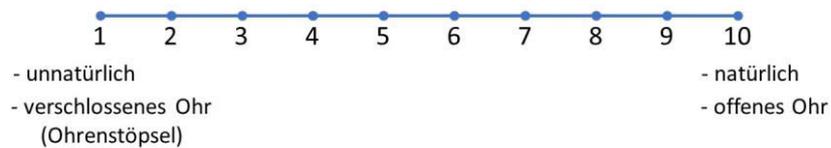


Abbildung 6.3: Diese Skala wurde am Ende jeder Messreihe mit jeweiliger Otoplastik per Touchscreen eingeblendet und diente dem Probanden zur subjektiven Bewertung der Wahrnehmung von dessen eigener Stimme.

Kalibrierung

Ohrsimulator



Abbildung 6.4: Kalibrierung von einem der beiden Hörsystem-Dummy-Hörer mithilfe eines Ohrsimulators. Hierbei wurden der zugehörige Ohrpasstück-Simulator und eine Schallschlauchlänge von 25,6 mm verwendet.

Hörsystem-Dummy-Mikrofone



Abbildung 6.5: Kalibrierung der insgesamt 4 Hörsystem-Dummy-Mikrofone mithilfe eines 1/2"-Freifeldmikrofons und eines Freifeldlautsprechers (im Bild nicht zu sehen). Die Befestigung der Hörsystem-Dummies erfolgte mithilfe von Typenreiniger am 1/4"-Freifeldmikrofon, welches in diesem Fall ausschließlich als Halterung diente. Die Hörsystem-Dummies wurden hierbei in Richtung des 1 m entfernten Freifeldlautsprechers ausgerichtet. Das Sondenmikrofon mit Sondenschlauch zwischen den Hörsystem-Dummies im rechten Bildbereich wurde in dieser Anordnung zur Ermittlung eines Filters positioniert, das den Empfindlichkeitsunterschied zu einem 1/2"-Mikrofon im Freifeld frequenzabhängig korrigierte.

Verifizierung

Einzelne Messreihe

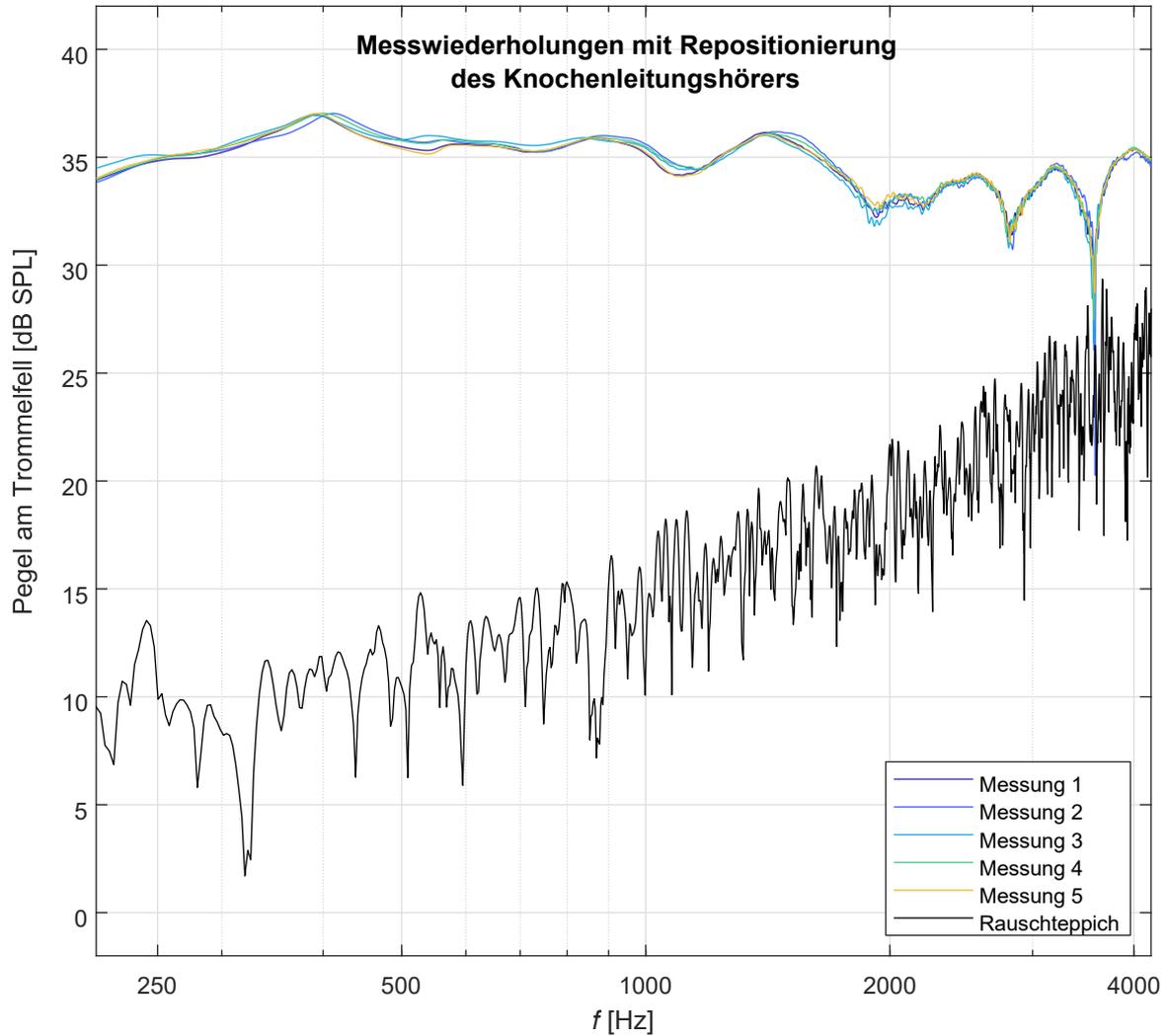


Abbildung 6.6: Messreihe bestehend aus insgesamt fünf Messwiederholungen an einem Probanden. Jeder einzelnen Messwiederholung ist eine Farbe der Kurven zugeordnet. Zwischen den Messungen wurde der Knochenleitungshörer für eine Dauer von ca. 5 Sekunden vom Kopf des Probanden entfernt und anschließend an derselben Stelle wieder aufgesetzt. Die sehr ähnlich verlaufenden Übertragungsfunktionen zeigen eine gute Reproduzierbarkeit der Messung, wenn der Knochenleitungshörer nur kurzzeitig ab- und anschließend wieder aufgesetzt wird.

Objektiver Okklusionseffekt

Standardabweichung der Messverfahren

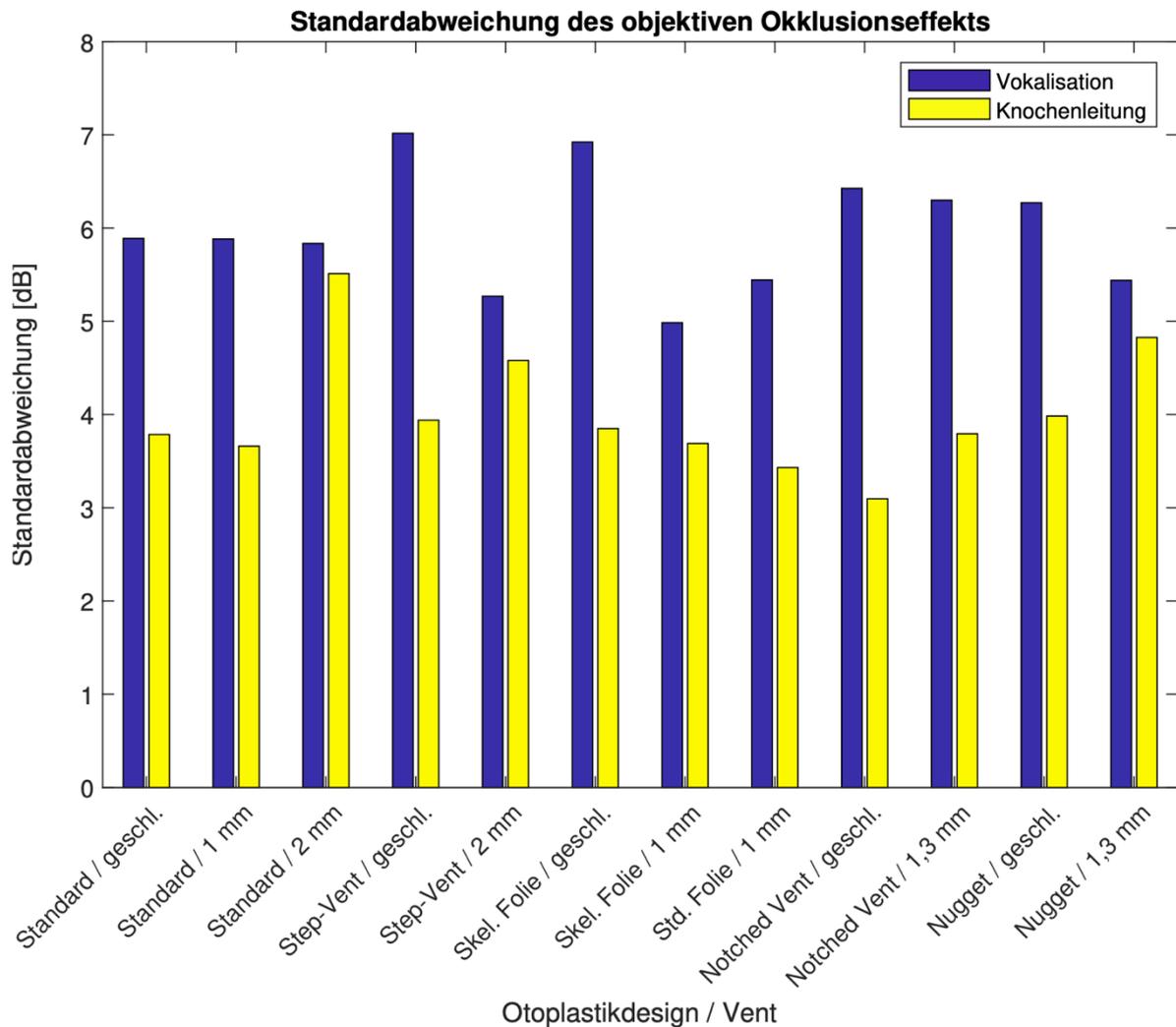


Abbildung 6.7: Vergleich der Standardabweichungen, gemittelt über alle Probanden, der jeweiligen Messmethode zur Bestimmung des objektiven Okklusionseffekts.

Übersichtsplot - Okklusionseffekt mit Vokalisation [a]

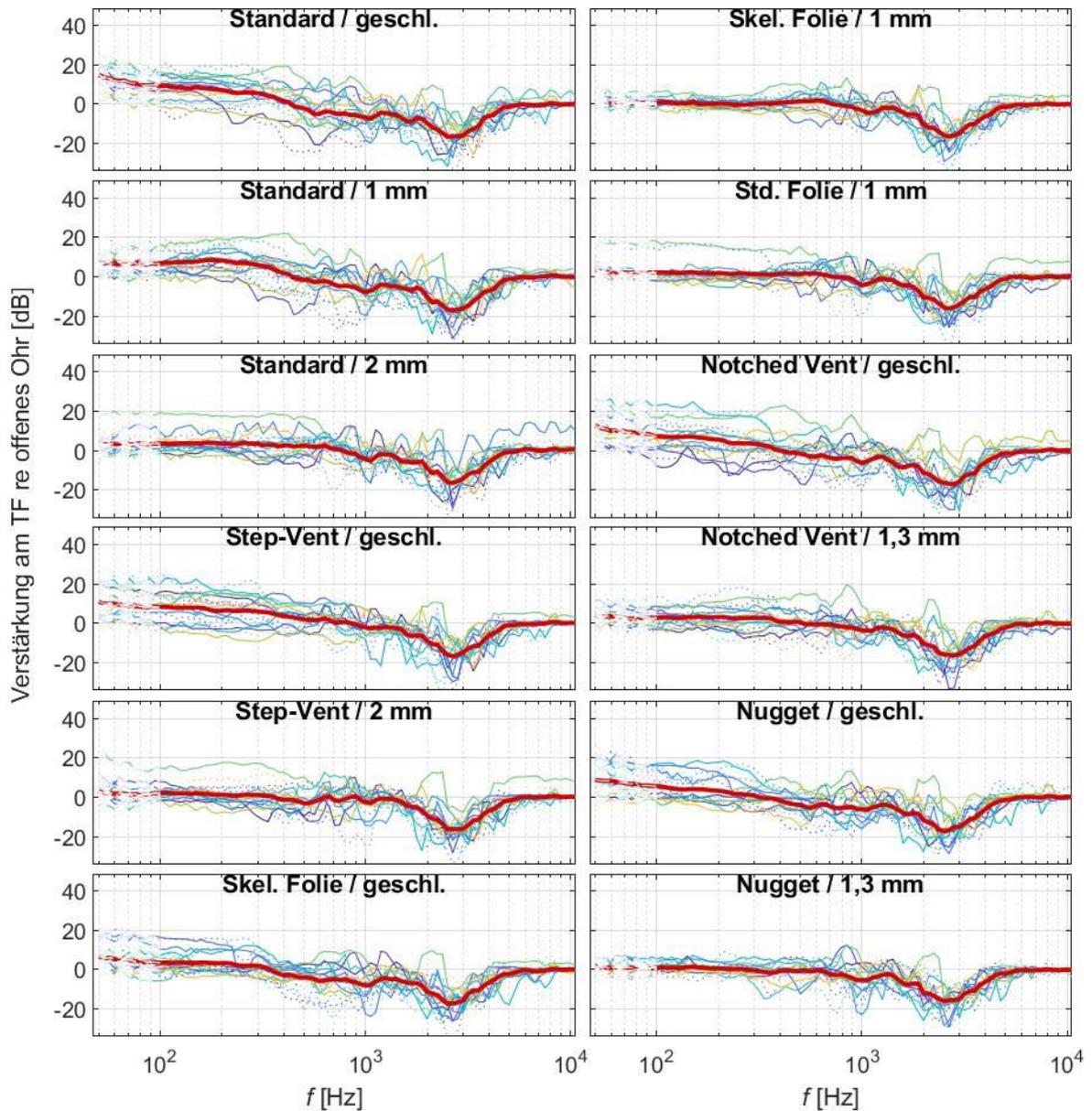


Abbildung 6.8: Übersichtsplot des objektiven Okklusionseffekts bei Stimulus durch Vokalisation [a]. Kurven innerhalb eines einzelnen Koordinatensystems entsprechen den Daten mit jeweiliger Otoplastik aus dessen Überschrift. Jede Farbe ist genau einem Probanden zugeordnet. Durchgezogene Kurven entsprechen den Messdaten des linken Ohrs, gepunktete denen des rechten Ohrs. Die breitere rote Kurve beschreibt das Mittel aus allen Übertragungsfunktionen des jeweiligen Koordinatensystems. Unter 100 Hz werden alle Kurven unterbrochen dargestellt, da die Messwerte aus diesem Frequenzbereich als nicht verwertbar anzusehen sind.

Übersichtsplot - Okklusionseffekt mit Vokalisation [i]

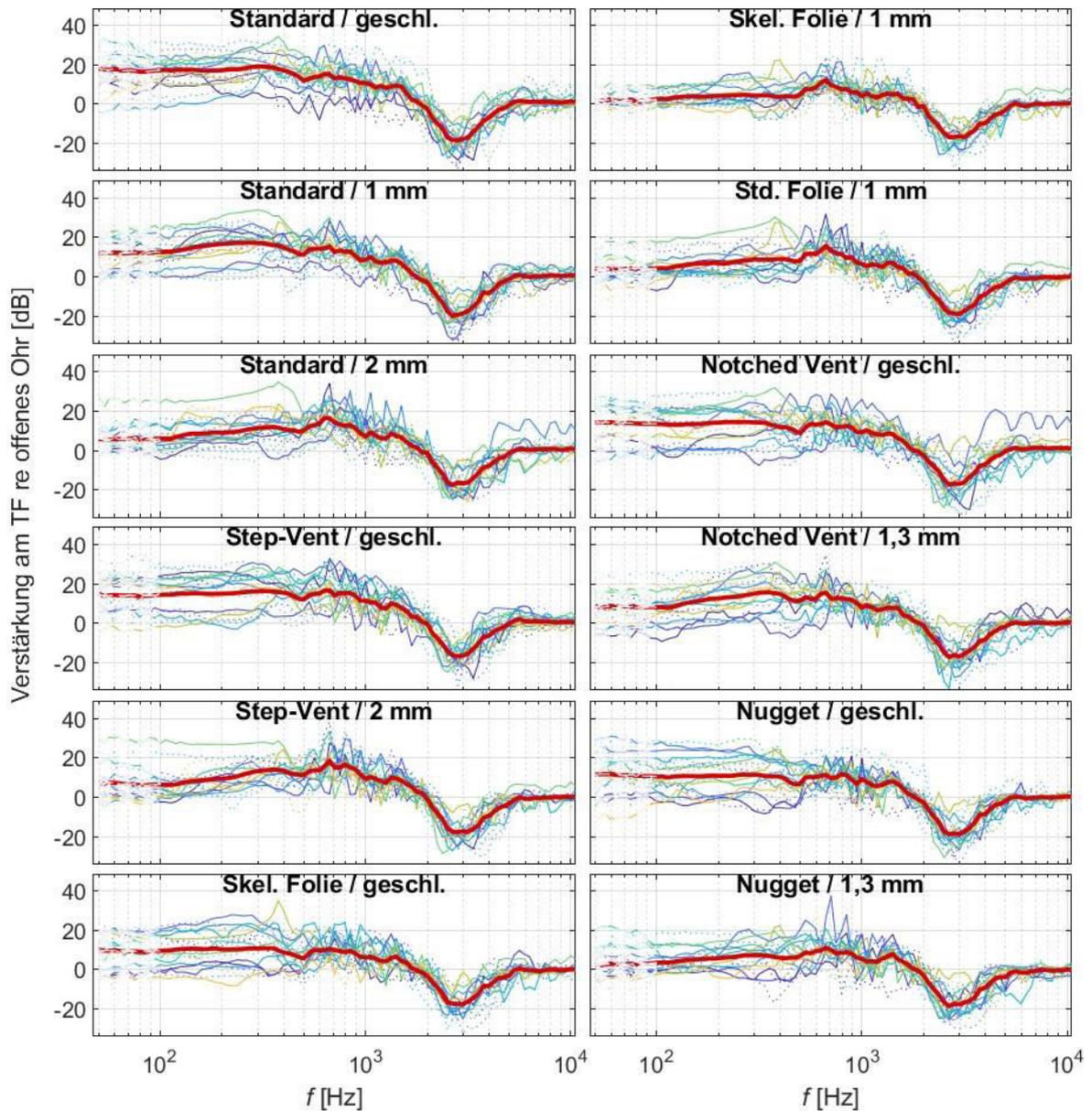


Abbildung 6.9: Übersichtsplot des objektiven Okklusionseffekts bei Stimulus durch Vokalisation [i]. Kurven innerhalb eines einzelnen Koordinatensystems entsprechen den Daten mit jeweiliger Otoplastik aus dessen Überschrift. Jede Farbe ist einem Probanden zugeordnet. Durchgezogene Kurven entsprechen den Messdaten des linken Ohrs, gepunktete denen des rechten Ohrs. Die breitere rote Kurve beschreibt das Mittel aus allen Übertragungsfunktionen des jeweiligen Koordinatensystems. Unter 100 Hz werden alle Kurven unterbrochen dargestellt, da die Messwerte aus diesem Frequenzbereich als nicht verwertbar anzusehen sind.

Übersichtsplot - Okklusionseffekt mit Knochenleitungshörer

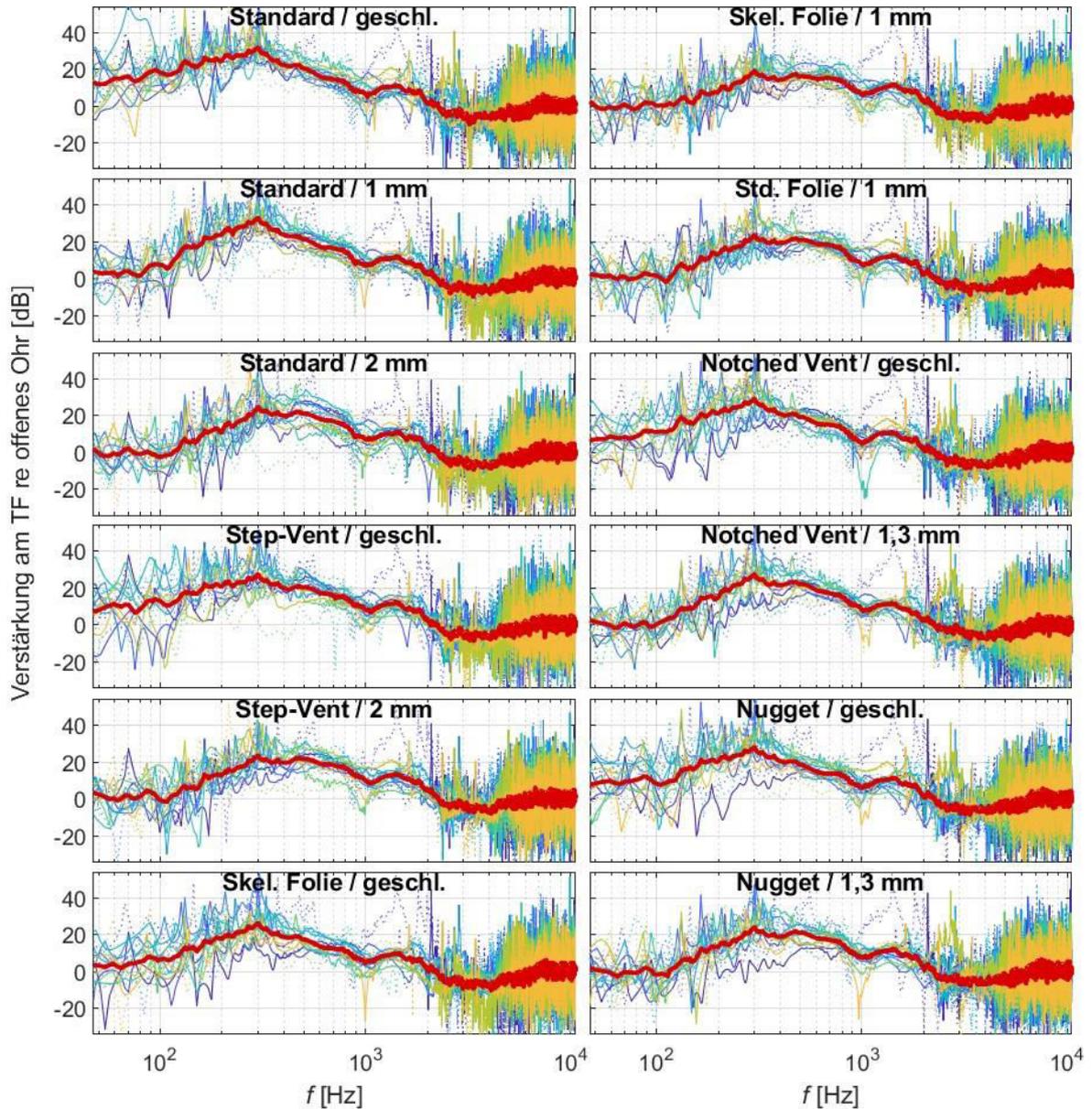


Abbildung 6.10: Übersichtsplot des objektiven Okklusionseffekts bei Stimulus durch Knochenleitungshörer. Kurven innerhalb eines einzelnen Koordinatensystems entsprechen den Messdaten mit jeweiliger Otoplastik aus dessen Überschrift. Jede Farbe ist einem Probanden zugeordnet. Durchgezogene Kurven entsprechen den Messdaten des linken Ohrs, Gepunktete denen des rechten Ohrs. Die breitere rote Kurve beschreibt das Mittel aus allen Übertragungsfunktionen des jeweiligen Koordinatensystems.

Übersichtsplot - Wiedergabebandbreite

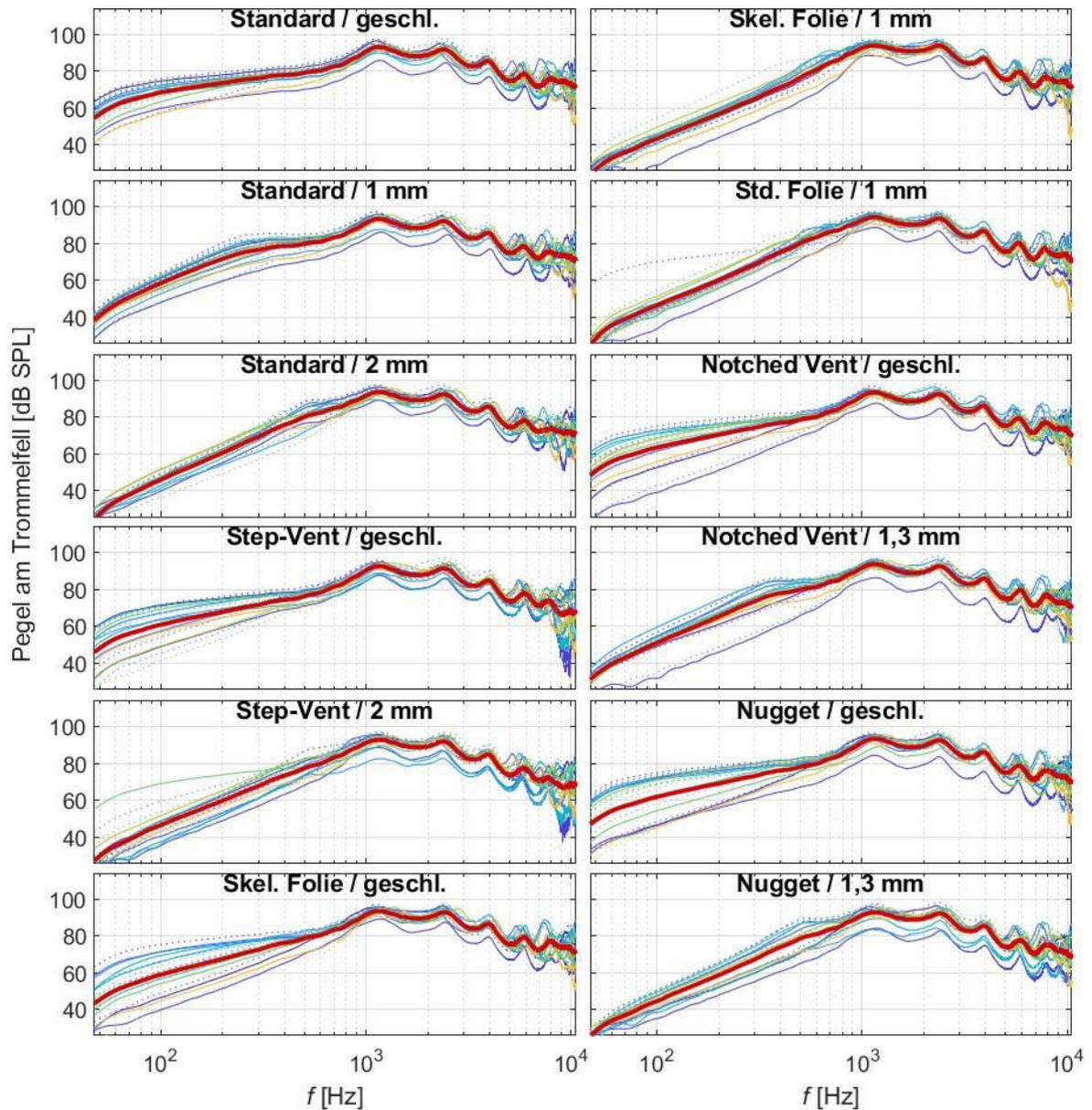


Abbildung 6.11: Übersichtsplot aller ermittelten Übertragungsfunktionen der Wiedergabebandbreite. Kurven innerhalb eines einzelnen Koordinatensystems entsprechen den Messdaten mit jeweiliger Otoplastik aus dessen Überschrift. Jede Farbe ist einem Probanden zugeordnet. Durchgezogene Kurven entsprechen den Messdaten des linken Ohrs, gepunktete denen des rechten Ohrs. Die breitere rote Kurve beschreibt das Mittel aus allen Übertragungsfunktionen des jeweiligen Koordinatensystems.

Übersichtsplot - Direktschalldämpfung

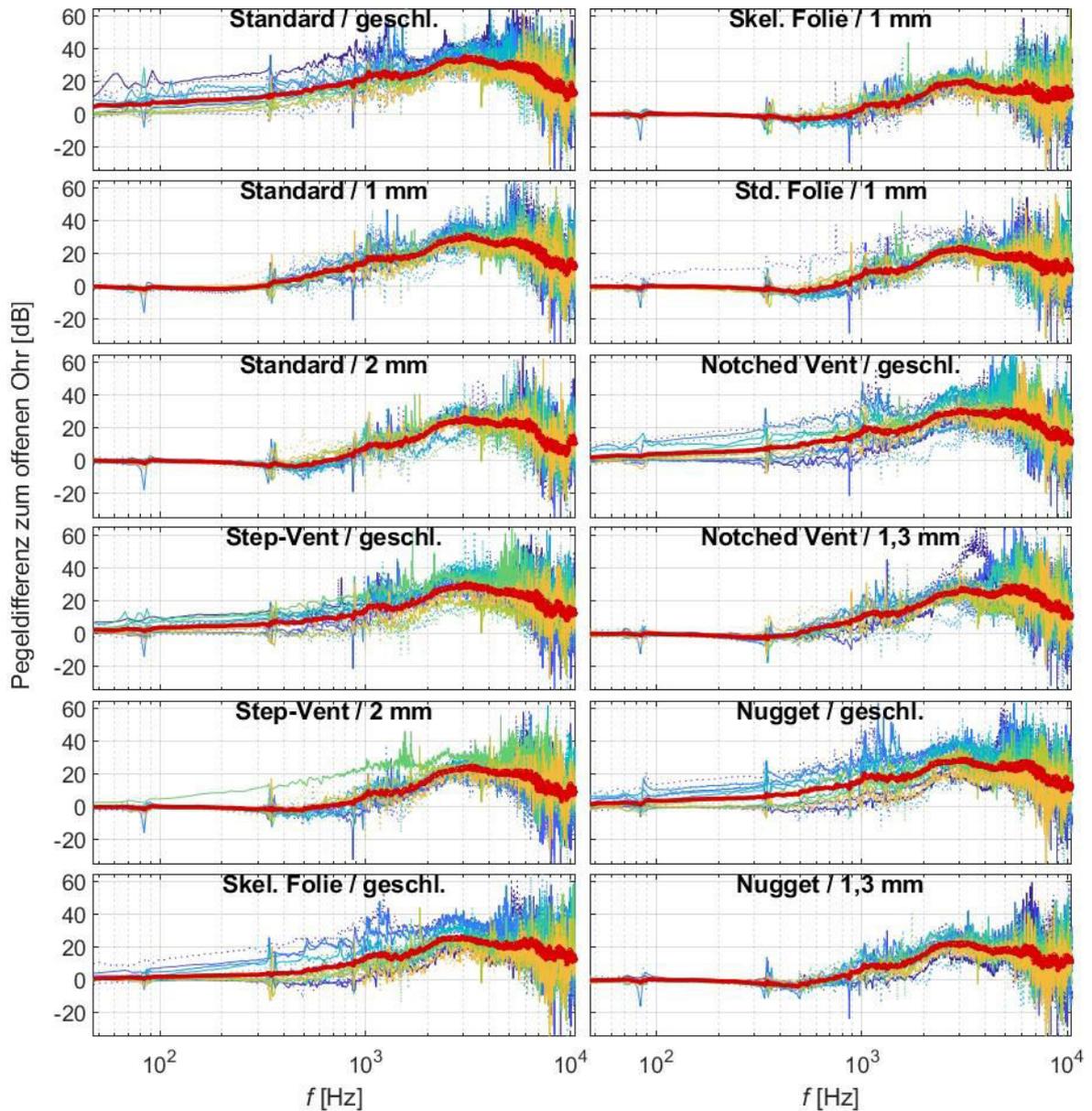


Abbildung 6.12: Übersichtsplot aller ermittelten Übertragungsfunktionen Direktschalldämpfung. Kurven innerhalb eines einzelnen Koordinatensystems entsprechen den Messdaten mit jeweiliger Otoplastik aus dessen Überschrift. Jede Farbe ist einem Probanden zugeordnet. Durchgezogene Kurven entsprechen den Messdaten des linken Ohrs, gepunktete denen des rechten Ohrs. Die breitere rote Kurve beschreibt das Mittel aus allen Übertragungsfunktionen des jeweiligen Koordinatensystems.

Übersichtsplot - Rückkopplungsneigung

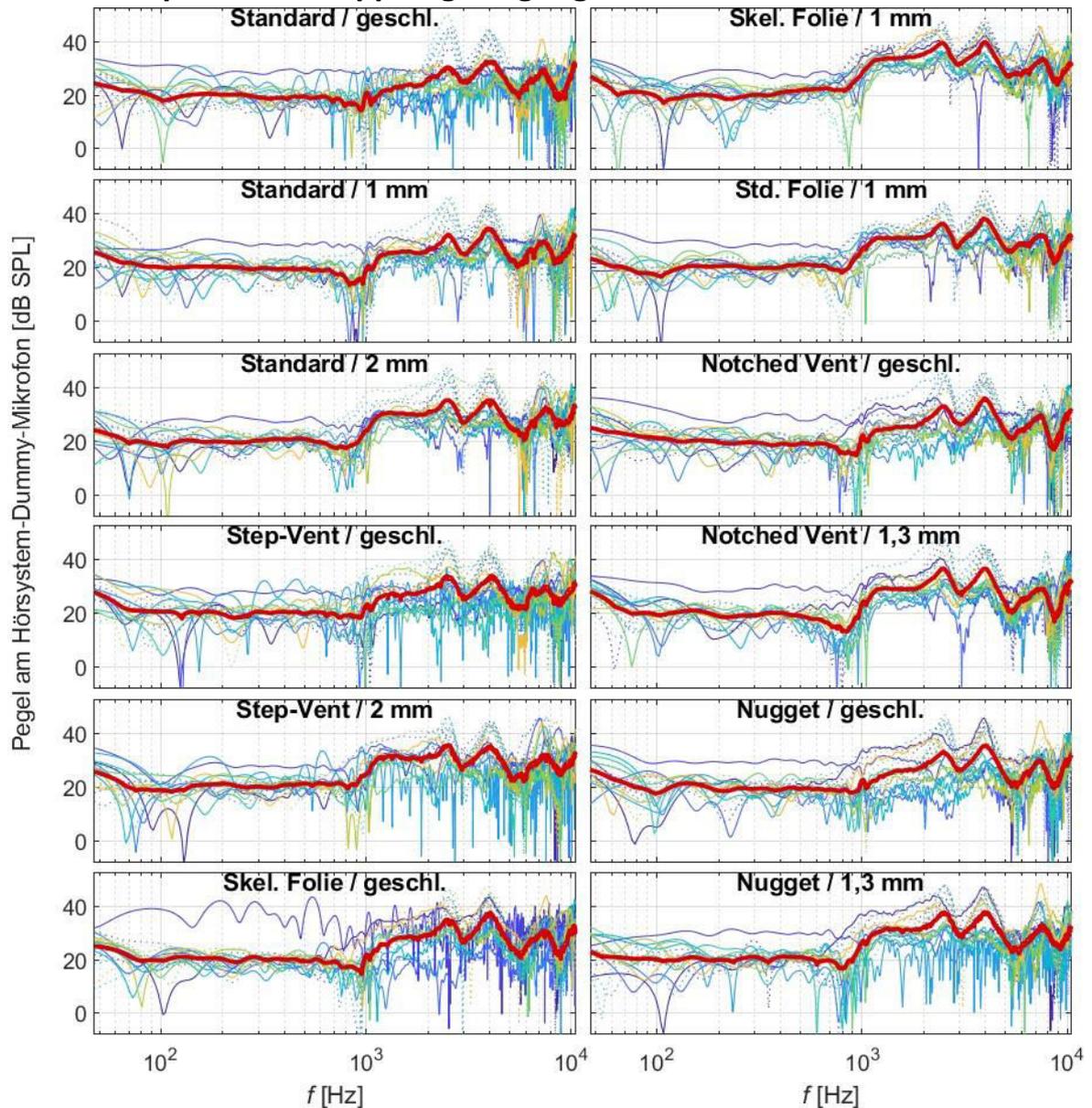


Abbildung 6.13: Übersichtsplot aller ermittelten Übertragungsfunktionen der Rückkopplungsneigung. Kurven innerhalb eines einzelnen Koordinatensystems entsprechen den Messdaten mit jeweiliger Otoplastik aus dessen Überschrift. Jede Farbe ist einem Probanden zugeordnet. Durchgezogene Kurven entsprechen den Messdaten des linken Ohrs, gepunktete denen des rechten Ohrs. Die breitere rote Kurve beschreibt das Mittel

Ventdaten

Tabelle 6.2: Dokumentation der Ventilationsbohrungen jeweiligen Otoplastik (ID-Nr.). Die akustische Masse (Ak. Masse) der Luftsäule in der jeweiligen Ventilationsbohrung wurde durch die Otoplastik-Modelliersoftware unter Berücksichtigung des Durchmessers (\emptyset) und der Länge der Bohrung (Länge) berechnet.

ID-Nr.	Design	Seite	\emptyset [mm]	Länge [mm]	Ak. Masse [kg/m ⁴]
1011	Standard	R	1,00	20,76	31999,71
1011	Standard	L	1,00	20,77	32000,29
1012	Standard	R	2,00	20,87	7999,98
1012	Standard	L	2,00	20,86	7999,10
1021	Step-Vent	R	2,00	13,84	5332,90
1021	Step-Vent	L	2,00	13,87	5333,37
1031	Skel. Folie	R	1,00	1,30	2000,39
1031	Skel. Folie	L	1,00	1,30	1999,82
1032	Std. Folie	R	1,00	1,30	2000,20
1032	Std. Folie	L	1,00	1,30	2000,39
1041	Notched Vent	R	1,30	8,86	7999,98
1041	Notched Vent	L	1,30	8,80	7999,89
1051	Nugget	R	1,30	8,86	8000,03
1051	Nugget	L	1,30	8,79	7998,05
1111	Standard	R	1,00	16,87	25999,39
1111	Standard	L	1,00	16,95	26000,55
1112	Standard	R	2,00	16,88	6500,45
1112	Standard	L	2,00	17,06	6500,02
1121	Step-Vent	R	2,00	11,25	4333,35
1121	Step-Vent	L	2,00	11,25	4332,76
1131	Skel. Folie	R	1,00	1,30	2000,37
1131	Skel. Folie	L	1,00	1,30	2000,58

ID-Nr.	Design	Seite	Ø [mm]	Länge [mm]	Ak. Masse [kg/m ⁴]
1132	Std. Folie	R	1,00	1,30	2000,30
1132	Std. Folie	L	1,00	1,30	2000,08
1141	Notched Vent	R	1,30	7,14	6500,12
1141	Notched Vent	L	1,30	7,12	6500,03
1151	Nugget	R	1,30	7,14	6500,75
1151	Nugget	L	1,30	7,12	6500,26
1211	Standard	R	1,00	20,90	31998,81
1211	Standard	L	1,00	20,89	32000,67
1212	Standard	R	2,00	20,92	8000,27
1212	Standard	L	2,00	20,91	7999,84
1221	Step-Vent	R	2,00	14,04	5333,61
1221	Step-Vent	L	2,00	13,94	5333,21
1231	Skel. Folie	R	1,00	1,30	1999,72
1231	Skel. Folie	L	1,00	1,30	2000,18
1232	Std. Folie	R	1,00	1,30	2000,35
1232	Std. Folie	L	1,00	1,30	2000,04
1241	Notched Vent	R	1,30	8,78	8000,45
1241	Notched Vent	L	1,30	8,76	7999,58
1251	Nugget	R	1,30	8,78	8000,43
1251	Nugget	L	1,30	8,79	8000,69
1311	Standard	R	1,00	18,25	27999,16
1311	Standard	L	1,00	18,21	28002,13
1312	Standard	R	2,00	18,25	6999,57
1312	Standard	L	2,00	18,29	6999,89
1321	Step-Vent	R	2,00	12,12	4667,25
1321	Step-Vent	L	2,00	12,13	4666,25
1331	Skel. Folie	R	1,00	1,30	1999,75

ID-Nr.	Design	Seite	Ø [mm]	Länge [mm]	Ak. Masse [kg/m ⁴]
1332	Std. Folie	L	1,00	1,30	2002,74
1341	Notched Vent	R	1,30	7,75	7000,40
1341	Notched Vent	L	1,30	7,62	7000,45
1351	Nugget	R	1,30	7,79	6999,04
1351	Nugget	L	1,30	7,63	7001,30
1411	Standard	R	1,00	18,97	28800,09
1411	Standard	L	1,00	20,04	30699,74
1412	Standard	R	2,00	19,05	7199,93
1412	Standard	L	1,60	20,70	11999,80
1421	Step-Vent	R	2,00	12,45	4799,68
1421	Step-Vent	L	1,60	13,36	7999,61
1431	Skel. Folie	R	1,00	1,30	1999,95
1431	Skel. Folie	L	1,00	2,61	4001,69
1432	Std. Folie	R	1,00	1,30	2000,06
1432	Std. Folie	L	1,00	1,30	3992,18
1441	Notched Vent	R	1,30	7,93	7199,89
1441	Notched Vent	L	1,20	11,25	12000,70
1451	Nugget	R	1,30	7,92	7199,45
1451	Nugget	L	1,30	11,26	12000,05
1511	Standard	R	1,00	15,64	23999,44
1511	Standard	L	1,00	15,70	23999,38
1512	Standard	R	2,00	15,61	6000,38
1512	Standard	L	2,00	15,71	5999,84
1521	Step-Vent	R	2,00	10,42	4000,20
1521	Step-Vent	L	2,00	10,41	4000,11
1531	Skel. Folie	R	1,00	1,30	2000,70
1531	Skel. Folie	L	1,00	1,30	2000,13

ID-Nr.	Design	Seite	Ø [mm]	Länge [mm]	Ak. Masse [kg/m ⁴]
1532	Std. Folie	L	1,00	1,30	2000,14
1541	Notched Vent	R	1,30	6,58	5999,22
1541	Notched Vent	L	1,30	6,59	6000,56
1551	Nugget	R	1,30	6,58	5999,75
1551	Nugget	L	1,30	6,58	6000,40
1611	Standard	R	1,00	20,97	32000,91
1611	Standard	L	1,00	19,55	29999,23
1612	Standard	R	2,00	20,96	8000,16
1612	Standard	L	2,00	19,57	7499,70
1621	Step-Vent	R	2,00	13,95	5333,98
1621	Step-Vent	L	2,00	13,05	5000,93
1631	Skel. Folie	R	1,00	1,30	1999,09
1631	Skel. Folie	L	1,00	1,30	2001,74
1632	Std. Folie	R	1,00	1,30	1999,96
1632	Std. Folie	L	1,00	1,30	1999,74
1641	Notched Vent	R	1,30	8,78	8000,26
1641	Notched Vent	L	1,30	8,26	7500,26
1651	Nugget	R	1,30	8,78	8000,57
1651	Nugget	L	1,30	8,24	7499,79
1711	Standard	R	1,00	19,28	29499,71
1711	Standard	L	1,00	20,67	31499,33
1712	Standard	R	1,40	19,25	15000,46
1712	Standard	L	1,30	20,64	18599,62
1721	Step-Vent	R	1,40	12,77	9999,79
1721	Step-Vent	L	1,30	13,42	12199,76
1731	Skel. Folie	R	1,00	8,44	12998,99

ID-Nr.	Design	Seite	Ø [mm]	Länge [mm]	Ak. Masse [kg/m ⁴]
1732	Std. Folie	L	1,00	6,50	10005,92
1741	Notched Vent	R	1,30	7,36	6699,70
1741	Notched Vent	L	1,30	7,69	7000,27
1751	Nugget	R	1,30	7,36	6700,46
1751	Nugget	L	1,30	7,70	7000,02
1811	Standard	R	1,00	15,63	23999,99
1811	Standard	L	1,00	16,10	24700,54
1812	Standard	R	2,00	15,69	6000,32
1812	Standard	L	1,40	16,10	12600,62
1821	Step-Vent	R	2,00	10,39	3999,63
1821	Step-Vent	L	1,40	10,69	8400,27
1831	Skel. Folie	R	1,00	1,30	2003,03
1831	Skel. Folie	L	1,00	5,50	8477,96
1832	Std. Folie	R	1,00	1,30	2002,47
1832	Std. Folie	L	1,00	5,50	8477,97
1841	Notched Vent	R	1,30	6,58	6000,30
1841	Notched Vent	L	1,30	6,58	6000,28
1851	Nugget	R	1,30	6,58	5999,50
1851	Nugget	L	1,30	6,58	6001,01
1911	Standard	R	1,00	18,73	28800,05
1911	Standard	L	1,00	18,72	28800,20
1912	Standard	R	2,00	18,75	7200,67
1912	Standard	L	2,00	18,76	7200,07
1921	Step-Vent	R	2,00	12,47	4800,00
1921	Step-Vent	L	2,00	12,47	4800,05
1931	Skel. Folie	R	1,00	1,30	2000,19

ID-Nr.	Design	Seite	Ø [mm]	Länge [mm]	Ak. Masse [kg/m ⁴]
1932	Std. Folie	L	1,00	1,30	2000,25
1941	Notched Vent	R	1,30	7,91	7200,36
1941	Notched Vent	L	1,30	7,90	7200,80
1951	Nugget	R	1,30	7,90	7200,17
1951	Nugget	L	1,30	7,90	7199,28