

Förderpreis 2013

Untersuchung der Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch und der Spontanakzeptanz unter Verwendung der Frequenzkompression

Diplomarbeit

Verfasser: Johannes Kohorst

Betreuer: Tillmann Alexander Harries

Datum der Abgabe: 09.07.2012

EUHA

Europäische Union der
Hörgeräteakustiker e.V.

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

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

© EUHA 2013

Zusammenfassung

In dieser Diplomarbeit soll die Wirkungsweise und der möglicherweise bestehende Nutzen in Form von Spontanakzeptanz, Klangqualität, Verbesserung der Diskrimination und der Hörbarkeit hochfrequenter Geräusche, der nichtlinearen Frequenzkompression (folgend als „FK“) durch verschiedene Messungen und Tests untersucht, dokumentiert und veranschaulicht werden. Dabei werden sowohl objektive als auch subjektive Messungen und Wertungen vorgenommen.

Die objektiven Messungen bestehen aus der Untersuchung der Wirkungsweise der FK an der Messbox, den Messungen der Verstärkungsänderungen der REAG durch die aktive FK, die mit Hilfe der Perzentilanalyse ermittelt werden, und die Diskrimination im Störgeräusch, gemessen mit dem Auditiven Adaptiven Sprachtest (folgend als „AAST“).

Die subjektiven Messergebnisse bestehen aus den spontanen Eindrücken der Probanden, die durch den Fragebogen verifiziert werden.

Die Wirkungsweise der aktiven FK konnte in der Messbox durch Frequenz- und Einzeltonmessungen nachgewiesen werden.

Die aktive FK hat am individuellen Ohr besonders im Hochtonbereich messbare Verstärkungsänderungen der REAG zur Folge.

Die subjektiven Bewertungen der Probanden fielen unterschiedlich aus:

Eine Verbesserung des Klanges der eigenen Stimme wurde bei aktiver FK festgestellt.

Musik wird hingegen bei nicht aktiver FK als natürlicher wahrgenommen.

Eine generelle Verbesserung der Hörbarkeit hochfrequenter Geräusche durch die aktive FK kann nicht belegt werden, die Auswahl des Klangbeispiels ist entscheidend.

Die Sprachverständlichkeitsschwelle bei aktiver FK ohne Habituation ist schlechter ausgefallen als bei nicht aktiver FK.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Impressum | i |
| Zusammenfassung | ii |
| Inhaltsverzeichnis | iii |
| 1. Einleitung | 1 |
| 2. Grundlagen | 2 |
| 2.1 Frequenzkompression | 2 |
| 2.2 Vor- und Nachteile der Frequenzkompression | 4 |
| 2.3 Perzentilanalyse | 5 |
| 2.4 In-situ-Messung | 6 |
| 2.5 Dead Regions | 7 |
| 2.5.1 Grundlagen: Anatomie des Innenohres | 7 |
| 2.5.2 Dead Regions | 8 |
| 2.6 AuriCheck | 9 |
| 2.6.1 Der Adaptive Auditive Sprachtest (AAST) | 10 |
| 2.7 ISTS (International Speech Test Signal) | 11 |
| 2.8 Untersuchung der Auswirkung der Frequenzkompression in der Messbox | 13 |
| 2.8.1 Kupplermessung am 2-ccm-Kuppler | 14 |
| 2.8.2 Vergleich der drei Einstellungen im V/f- Diagramm | 15 |
| 2.8.3 Einzeltonmessung | 16 |
| 2.8.4 Fazit der Messboxmessungen | 17 |
| 3. Auswahlkriterien der Probanden | 19 |
| 3.1 Durchschnittliches Hörvermögen der neun Probanden | 20 |
| 4. Voraussetzungen des Messraumes | 21 |
| 4.1 Technische Voraussetzungen | 21 |
| 5. Ablaufplan der Messungen und Übersicht der Messanordnung | 22 |
| 5.1 Ablaufplan der Anpassung und Messungen | 22 |
| 5.2 Ablauf | 22 |
| 6. Messergebnisse auswerten, deuten und erklären | 26 |
| 6.1 Auswertung der Diagramme | 26 |
| 6.2 Diagrammbeschreibung und -auswertung | 27 |
| 6.2.1 Proband 1: Bds.: TF = 3,8 kHz, CV = 2,4:1 | 27 |
| 6.2.2 Proband 2: Bds.: TF = 4,2 kHz, CV = 2,6:1 | 28 |
| 6.2.3 Proband 3: Bds.: TF = 4,3 kHz, CV = 2,7:1 | 30 |
| 6.2.4 Proband 4: Bds.: TF = 3,2 kHz, CV = 2,1:1 | 31 |
| 6.2.5 Proband 5: Bds.: TF = 3,9 kHz, CV = 2,5:1 | 32 |
| 6.2.6 Proband 6: Bds.: TF = 3,4 kHz, CV = 2,2:1 | 33 |
| 6.2.7 Proband 7: Bds.: TF = 4,5 kHz, CV = 2,8:1 | 35 |
| 6.2.8 Proband 8: Bds.: TF = 4,3 kHz, CV = 2,7:1 | 36 |
| 6.2.9 Proband 9: Bds.: TF = 4,4 kHz, CV = 2,7:1 | 37 |

| | |
|---|-----------|
| 6.3 Gesamtfazit der Perzentilanalyse | 38 |
| 6.4 Auswertung des Fragebogens | 39 |
| 6.5 Messergebnisse des AAST | 48 |
| 6.5.1 Auswertung des AAST | 49 |
| 6.6 Mögliche Fehlerquellen, Messungenauigkeiten, Störfaktoren | 50 |
| 7. Fazit | 51 |
| 7.1 Auswahl der Probanden | 51 |
| 7.2 Auswertung der Messbox-Messungen | 51 |
| 7.3 Auswertung der Perzentilanalyse | 52 |
| 7.4 Auswertung Fragebogen | 52 |
| 7.5 Auswertung des AAST | 53 |
| 7.6 Weitere Kritikpunkte | 54 |
| 8. Verzeichnisse | 55 |
| 8.1 Abbildungsverzeichnis | 55 |
| 8.2 Abkürzungsverzeichnis | 57 |
| 8.3 Literaturverzeichnis | 58 |
| 9. Danksagung | 59 |

1. Einleitung

Während meiner Ausbildungs- und Gesellenzeit bin ich mit verschiedenen Ansätzen und technischen Umsetzungen der Frequenzverschiebung bei der Hörsystemanpassung konfrontiert worden, die laut der Hersteller, belegt durch verschiedene Studien, dem Hörgeschädigten eine Verbesserung des Hörens hochfrequenter Klänge ermöglichen sollen.

Die meisten Hörgeschädigten sind von einer Hochtonhörminderung betroffen, sodass diese Technik laut Studien theoretisch für viele Hörsystemträger eine Unterstützung und Hörverbesserung von hochfrequenten Geräuschen und Signalen erzielen könnte. Dass diese unterschiedlichen Ansätze der Frequenzkompression und -transposition eine mess- und belegbare Verbesserung bewirken können, hat mich von Anfang an sehr interessiert und neugierig gemacht.

Da der spontane Höreindruck mit aktiver Frequenzverschiebung für viele Hörgeschädigte anfangs ungewohnt und u. U. unnatürlich klingt, ist nicht nur eine objektive Überprüfung der Hörverbesserung, sondern ebenso eine subjektive Bewertung durch den Probanden ein wichtiges Kriterium bei meiner Untersuchung.

Der Ansatz der Diplomarbeit besteht darin, eine mögliche objektive Hörverbesserung und die Spontanakzeptanz des Hörgeschädigten mit aktivierter und deaktivierter Frequenzkompression zu untersuchen.

Zu Anfang werden die Grundlagen, die für die Untersuchung und die Thematik wichtig sind, erörtert.

Anschließend werden die Kriterien bei der Auswahl der Probanden, die Voraussetzungen der Messräume, der Ablaufplan der Messungen erläutert sowie deren Ergebnisse ausgewertet.

Jede Thematik erhält bei der Gliederung ein eigenständiges Kapitel.

2. Grundlagen

2.1 Frequenzkompression

Die Thematik, hochfrequente Klänge durch Frequenzverschiebung wieder hörbar zu machen, ist nicht neu, sondern seit mehr als 30 Jahren Bestandteil der Forschung¹. Die Frequenzverschiebung wird seit einigen Jahren wieder vermehrt in der Hörsystemtechnik eingesetzt. Einige Hörsystemhersteller haben sich diesem Thema in den letzten Jahren wieder angenommen, verfolgen bei der Umsetzung jedoch unterschiedliche Algorithmen, Philosophien und Ziele. So unterscheidet man zwischen Frequenzkompression (Zusammenschieben des Hochtonbereiches), Frequenztransposition (Transposition der hohen Frequenzen in den um eine Oktave tieferen Frequenzbereich) und Frequenzerweiterung (Transposition der Frequenzen in den Hochtonbereich).

Ich setze mich in meiner Diplomarbeit mit der Frequenzkompression auseinander. Die Frequenzkompression wird vom Hersteller in Abhängigkeit von der Hörminderung des Probanden auf Basis von Algorithmen in Kompressionsfaktor und Trennfrequenz errechnet und als Standard in der First-Fit-Einstellung aktiviert.

Hierbei wird das Eingangssignal digital analysiert und so verarbeitet, dass der hohe Frequenzbereich im Hörsystem bis zu einer in der Anpasssoftware einstellbaren Trennfrequenz komprimiert wird. Dadurch sollen für den Schwerhörigen die unhörbaren hohen Frequenzen wieder wahrnehmbar und somit seine hörbare Bandbreite erweitert werden.

Da viele Konsonanten wie die Frikative (= Reibelaut, lat.: *fricare* = reiben) f, s, sch, v, z das Maximum im Frequenzspektrum zwischen 2 kHz und 6 kHz haben (siehe Abb. 1) und Konsonanten wichtig zum Sprachverstehen sind, kann eine Frequenzkompression im Hochtonbereich u. U. zu einem verbesserten Verstehen von Sprache führen, sofern eine Hörminderung in diesem Frequenzbereich erheblich ist.²

In einer klinischen Studie wurden bei elf Teilnehmern mit einer mittleren bis starken Hörminderung, die erfahrene Hörsystemträger waren, über einen Zeitraum von fünf Monaten Testgeräte (Naida UltraPower Hörsysteme) binaural mit eingeschalteter nichtlinearer Frequenzkompression angepasst. Während dieser Zeit wurden bei Bedarf weitere Feinanpassungen der Hörsysteme durchgeführt.

Die Teilnehmer sollten die Naida UltraPower mit ihren eigenen Hörsystemen im täglichen Leben vergleichen.

Es wurden objektive Messungen wie der OLSA (= Oldenburger Satztest) durchgeführt sowie subjektive Beurteilungen der Teilnehmer durch Fragebögen erstellt.

¹ Widex: Background knowledge document: Linear Frequency Transposition

² Nyffeler, Myriel: Verbesserte Sprachverständlichkeit. Hörakustik 5/2009

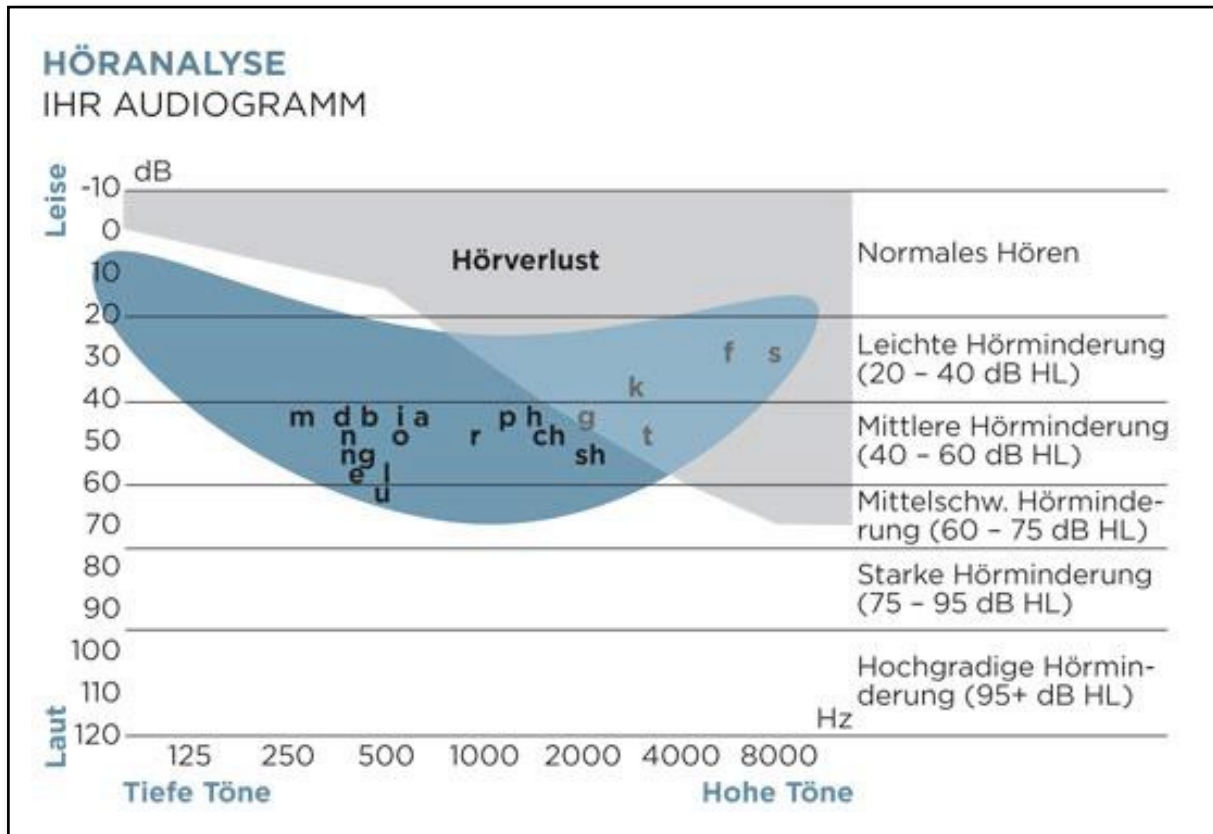


Abbildung 1: Sprachbanane³

Nach zwei Monaten wurde die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch (LN = 65 dB) zwischen den eigenen und den Testgeräten verglichen und eine Verbesserung der SRT⁴ von 1,3 dB mit den Testgeräten gegenüber den eigenen Hörsystemen gemessen. Aufgrund der geringen Teilnehmerzahl ist dieses Ergebnis jedoch nicht signifikant!⁵

In einer weiteren Studie wurde überprüft, ob die Konsonanten-Verständlichkeitsschwelle in ruhiger Umgebung bei milder Hörminderung durch den Einsatz der nichtlinearen Frequenzkompression verbessert würde.

Durch den Einsatz des Logatom-Tests von Meisenbacher, bei dem die Lautfolgen „Asa“, „Afa“, „Ascha“, „Ada“ und „Ata“ in einem schallarmen Raum über einen Lautsprecher aus 1 m Entfernung aus 0°-Richtung dargeboten wurden, sollte die Konsonantenverständlichkeit ermittelt werden.

Der Darbietungspegel war adaptiv und wurde bei richtigen Antworten des Probanden leiser, bei falschen Antworten lauter.

³ Abbildung 1: Sprachbanane: <http://www.hoerhuus.ch/site/hoeranalyse.aspx>
 Letzter Aufruf: 04.06.2012

⁴ SRT= speech reception threshold, deutsch.: Sprachwahrnehmungsschwelle

⁵ Nyffeler, Myriell: Verbesserte Sprachverständlichkeit. Hörakustik 5/2009

Das Ziel meiner Arbeit ist es, die Auswirkung und den Nutzen der nichtlinearen Frequenzkompression zu untersuchen und die bestehenden Messergebnisse mit meinen zu vergleichen.

2.2 Vor- und Nachteile der Frequenzkompression

Im Vorfeld meiner Untersuchung gebe ich einen Überblick über die vermeintlichen Vor- und Nachteile der Frequenzkompression:

| Vorteile | Nachteile |
|--|---|
| Durch die Frequenzkompression entstehen keine Interferenzen, da es zu keinen Überlagerungen von Frequenzen kommt, sondern diese vielmehr komprimiert werden. | Die Bandbreite des Ausgangssignals durch den Hörer wird je nach Einstellung der Frequenzkompression zusätzlich reduziert, die Dynamik wird eingeschränkt. ⁶ |
| Hohe Frequenzbereiche, die durch tote Regionen in der Cochlea nicht mehr verarbeitet werden können, werden durch Verschiebung in niederfrequente Bereiche wieder hörbar gemacht. → Erweiterung des hörbaren Bereiches | Durch nichtlineare Frequenzverschiebung wird der Klang des Hörsystems stark verändert, woraus u. U. eine gewisse Eingewöhnungszeit durch den Probanden oder sogar Ablehnung des Klangbildes resultiert. |
| Durch Deprivation (Hörentwöhnung) hoher Frequenzen wird die Kompression im Hochtonbereich u. U. als angenehm empfunden. | Durch nichtlineare Frequenzverschiebung ist ein Einsatz der Frequenzkompression bei Musik kontraproduktiv, da die Harmonien zerstört werden. |
| Nach der Eingewöhnungszeit wird laut einer bereits entstandenen Studie ein verbessertes Sprachverstehen gegenüber nicht aktivierter Frequenzkompression gemessen. ⁷ | Durch den Wegfall hoher Frequenzen wird das Richtungshören eingeschränkt. ⁸ |
| Reduzierung der Rückkopplung bei großer Hochtonverstärkungseinstellung durch die Frequenzkompression ⁹ | Aufgrund des Wegfalls hoher Frequenzen durch die Frequenzkompression wird der apikocochleäre Bereich u. U. nicht mehr ausreichend stimuliert, was langfristig zur Hörentwöhnung hoher Frequenzbereiche führen kann. |
| Verbesserung der eigenen Sprechqualität ¹⁰ | Eine Nachversorgung des Probanden mit Hörsystemen könnte durch die Gewöhnung an die Klangcharakteristik der Frequenzkompression erschwert werden. |

⁶ Warncke, Horst: Frequenzkompression – der Weisheit letzter Schluss? Hörakustik 8/2010

⁷ Nyffeler, Myriel: Verbesserte Sprachverständlichkeit. Hörakustik 5/2009

⁸ Warncke, Horst: Frequenzkompression – der Weisheit letzter Schluss? Hörakustik 8/2010

⁹ Simpson, A.; Hersbach, A. A.; McDermott, H. J.: Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. Int J Audiol 2005, 44(5): 281-292; Simpson, A.; Hersbach, A. A.; McDermott, H. J.: Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms. Int J Audiol 2006, 45(11): 619-629

¹⁰ Simpson, A.; Hersbach, A. A.; McDermott, H. J.: Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. Int J Audiol 2005, 44(5): 281-292; Scollie, S.; Glista, D.; Seewald, R.: Speech quality ratings of nonlinear frequency compressed speech by normal and hearing impaired listeners. Ear Hear, submitted 2008

2.3 Perzentilanalyse

Perzentile (lat. Hundertstel) sind ein Steuerungsmaß, das angibt, wie viele Prozent aller Beobachtungen unterhalb eines bestimmten Werts liegen. Es wird z. B. bei statistischen Werten des BMI (Body-Mass-Index) verwendet.

Hier ein Beispiel: Das 30. Perzentil bei der Messung des BMI bestimmt den BMI-Wert, unter dem 30 % der gemessenen Personen liegen. 30 % aller gemessenen Personen haben also einen geringeren BMI als den Wert des 30. Perzentils.

Auch bei der Hörgeräteanpassung bietet diese Unterteilung eines Schallsignals in 100 Einzelteile Vorteile. Zunächst wird das Schallsignal, hier das ISTS, durch eine FFT (Fast Fourier Transformation) abgetastet und wertediskret digitalisiert. Anschließend wird es in 100 gleich große Bereiche geteilt, die Perzentile, wobei die Teilung nach Schalldruckpegeln vorgenommen wird. Drei definierte Perzentile werden hierbei hervorgehoben. Diese bilden auch die Signaleigenschaften bzw. Sprachanteile, wonach das Hörsystem eingestellt werden kann. Das 30., 65. und das 99. Perzentil. Das 30. Perzentil bedeutet, dass 30 % der Schalldruckpegel des Schallsignals kleiner sind als der Wert des 30. Perzentils. Das entspricht beim ISTS leisen Sprachanteilen. Das 65. Perzentil entspricht mittellauten Sprachanteilen und in etwa dem LTASS (Long-Term Average Speech Spectrum). 65 % der Schalldruckpegel sind kleiner als der Wert des 65. Perzentils. Das 99. Perzentil entspricht lauten Sprachanteilen und bedeutet, dass 99 % des Schalldruckpegels kleiner sind.

Die dynamischen Eigenschaften der Sprache oder anderer Signale können so dargestellt werden.

Bei Audiosignalen wird die horizontale Achse (Abszisse) häufig als unabhängige Einheit (= Zeitverlauf) und die Ordinate (vertikale Achse) als abhängige Einheit (= Schalldruckpegel) definiert. Beide Einheiten sind bei analogen Signalen zeit- bzw. wertekontinuierlich, was bedeutet, beide Variablen lassen sich in unendlich kleine Werte abstufen.

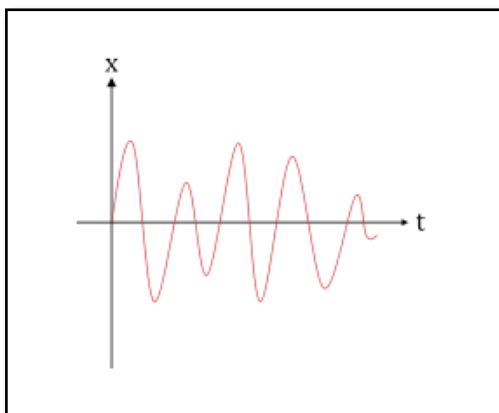


Abbildung 2a: Analoges Signal

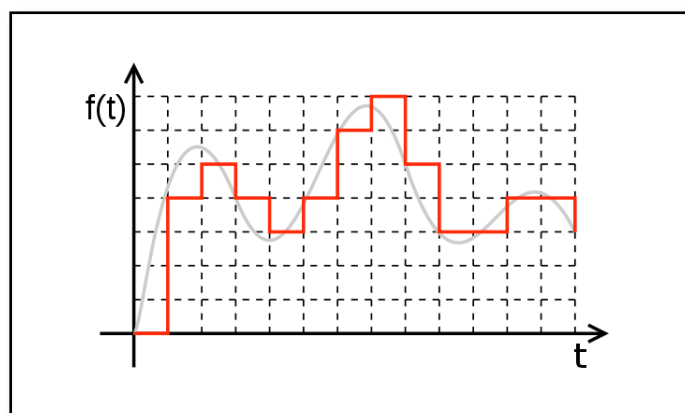


Abbildung 2b: Digitales Signal

Sobald das analoge Signal durch die FFT abgetastet und digitalisiert wird, werden beiden Variablen aufgrund des begrenzten Speicherplatzes feste Werte zugeordnet. Das nennt man zeit- bzw. wertediskret¹¹ (siehe Abb. 2a, Abb. 2b).¹²

Die Perzentilanalyse ist ein geeignetes Analyseverfahren, mit dessen Hilfe man Hörsysteme auf ein Ziel einstellen und die Hörbarkeit optimieren kann. Die Eigenschaften des menschlichen Gehörs werden hierbei berücksichtigt. Bei der Perzentilanalyse werden die drei Werte der Signalanteile, das 30., 65. und das 99. Perzentil, dargestellt und dynamische Eigenschaften sichtbar und nachvollziehbar gemacht.

So habe ich die Möglichkeit, während meiner Messungen an Probanden in situ die First-Fit-Einstellung der Hörsysteme mit aktivierter und deaktivierter Frequenzkompression mit der Perzentilanalyse vergleichend darzustellen.¹³

2.4 In-situ-Messung

Die In-situ-Messung (lat. *in situ* = am Ort) ist eine Messanordnung, die es ermöglicht, akustische Gegebenheiten an einem bestimmten Ohr, z. B. im Gehörgang vor dem Trommelfell, zu ermitteln. So können z. B. die akustische Ohrverstärkung, die REUG (Real Ear Unaided Gain) und die REAG (Real Ear Aided Gain) mit angepasstem Hörsystem durch eine In-situ-Sonde gemessen werden.



Abbildung 3: In-situ-Sonde

¹¹ Weinzierl, Stefan (Hg.): Kontinuierliche und diskrete Signale. Kapitel 1.2.1, S. 5, Handbuch der Audiotechnik 2008

¹² Abb. 2a: <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Analogsignal.svg&filetimestamp=20100202170430>
Abb. 2b: <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Digital.signal.svg&filetimestamp=20100706183144>
Letzter Aufruf: 10.06.2012

¹³ <http://www.euha.org/i/print.php?page=LeitfadenPerzentilanalyse&lang=de>
Letzter Aufruf: 18.02.2012

Die Messsonde besteht aus einem Regel- und einem Messmikrofon. Am Messmikrofon befindet sich ein Sondenschlauch, der ein eigenes akustisches Verhalten hat. Um ausschließlich das akustische Verhalten am Messort erfassen zu können, muss dieses akustische Verhalten des Sondenschlauches im Vorfeld durch eine Kalibrierung ermittelt und durch die Messanlage herausgerechnet werden.

Über einen ebenfalls kalibrierten Lautsprecher wird über Freifeld ein Pegel dargeboten, der eine so große Intensität besitzt, dass er am Ort des Regelmikrofons der Sonde den in der Software eingestellten Pegel erreicht. Da es sich bei unserer Messanlage um ein Komparationsverfahren handelt, wird eine durch eine Abstandsänderung des Regelmikrofons zum Lautsprecher hervorgerufene Messungenauigkeit minimiert. Am Messmikrofon wird der Pegel am Messort ermittelt.

Durch die In-situ-Messung ermitteln wir die REUG und die REAG in beiden Hörsystemeinstellungen im Gehörgang ca. 5 mm vor dem Trommelfell.¹⁴

Die In-situ-Messanlage hat im Frequenzbereich von ca. 300 Hz bis 5000 Hz die größte Genauigkeit, sodass im Hochtonbereich, in dem die FK vornehmlich wirken soll, die Messungenauigkeit zunimmt und diese bei der Auswertung berücksichtigt werden sollte.

2.5 Dead Regions

2.5.1 Grundlagen: Anatomie des Innenohres

Die Cochlea besteht aus drei Ebenen, der oberen Scala vestibuli, der unteren Scala tympani und der Scala media. Scala vestibuli und Scala tympani, die beiden Perilymphgänge, sind durch die Reissner-Membran und Basilarmembran von der Scala media, dem Endolymphgang, getrennt. Im Endolymphgang befindet sich das Corti-Organ, in dem die mechanisch-neurale Umsetzung, also die Transduktion, der Schallsignale stattfindet.

Die Perilymphe wird bei einem Schallsignal durch die Schwingung des Trommelfells und der Gehörknöchelchen (lat. = *Ossicula auditus*) in Bewegung versetzt. In Abhängigkeit von Frequenz und Schalldruckpegel entsteht eine durch das Ortsprinzip charakteristische passive Wanderwelle auf der Basilarmembran. Die Basilarmembran hat eine unterschiedliche Steifigkeit und Breite. An der Schneckenbasis ist sie 0,08 mm breit und um mehr als das 1000-Fache steifer als an der Schneckenspitze (Helicotrema), wo sie 0,5 mm Breite erreicht. Diese Frequenzdispersion ist durch diesen ortsvariablen Widerstand zu erklären. Hohe Frequenzen werden an der Schneckenbasis, tiefe Frequenzen am Helicotrema abgebildet.

Durch die Ausbreitung der Wanderwelle entsteht im Endolymphgang eine Scherbewegung, Tektorialmembran und Basilarmembran werden in entgegengesetzte Richtung ausgelenkt. Durch diese Scherbewegung werden die Stereozilien der inneren, afferenten Haarsinneszellen (IHZ) und äußeren, efferenten Haarsinneszellen (ÄHZ) ausgelenkt. Die

¹⁴ Skript: Objektive Messungen im Anpassprozess. Meistervollzeitkurs 2011/2012, AHA Lübeck

ÄHZ dienen dabei als cochleärer Verstärker (aktive Wanderwelle) und verstärken durch Kontraktion die Scherbewegung. Dadurch werden auch geringe Schalldruckpegel von unter 50 dB verstärkt, hörbar, und die Frequenzselektivität wird erhöht.

Bei starker Scherbewegung, erzeugt durch große Schalldruckpegel, können sich die ÄHZ auch versteifen und große Schalldruckpegel somit reduzieren und dämpfen.

Durch die Auslenkung der Stereozilien kommt es zur Depolarisation, dem Aktionspotential. Die Zelle kontrahiert, und es folgt eine Repolarisation der Zelle.

Die Stereozilien der IHZ werden durch die nun starke Scherbewegung ebenfalls ausgelenkt. Auch hier kommt es zur Depolarisation, Kontraktion und Repolarisation der Zelle. Durch das Aktionspotential der IHZ werden Neurotransmitter durch den synaptischen Spalt an die benachbarte Nervenzelle weitergeleitet, und es erfolgt die Reizweiterleitung an das Hörzentrum im Gehirn.¹⁵

2.5.2 Dead Regions

Hörminderungen resultieren häufig aus Beschädigungen der Haarsinneszellen.

Bei Schädigungen der ÄHZ fehlt der cochleäre Verstärker, der Aufbau der aktiven Wanderwelle ist geschädigt, und die Scherbewegung bei geringen Schalldruckpegeln fällt geringer aus.

Bei Schädigung der IHZ kann die Effizienz der Reizweiterleitung zum Hörnerv beeinträchtigt sein. Als Folge kann eine größere Scherbewegung nötig sein, bis ein Aktionspotential und die Reizweiterleitung stattfinden und die Hörschwelle erreicht ist.

Tests haben ergeben, dass bei einer Hörminderung von bis zu 55 dB häufig die ÄHZ geschädigt sind. Ist die Hörminderung größer, sind wahrscheinlich IHZ und ÄHZ geschädigt.

Wenn IHZ geschädigt sind und nicht mehr funktionieren und/oder die daran angeschlossenen Nerven nicht funktionieren, spricht man von „toten Regionen“ (dead regions).

Würden aufgrund eines Schallsignals tote Regionen durch die Frequenzdispersion angeregt, könnten Nervenfasern den durch die IHZ erzeugten Transduktionsprozess und den folgenden Reiz nicht weiterleiten. Diese Funktion können jedoch benachbarte Haarsinneszellen übernehmen. Das nennt man „off-frequency listening“.

Durch das „off-frequency listening“ könnte die wahre Hörschwelle in diesem Frequenzbereich zu höheren Pegeln verschoben sein, als es die Sinustonmessung vermuten lässt, da benachbarte Nervenfasern die Reizweiterleitung übernehmen und den Ton dadurch eher hörbar machen. Ist die Hörschwelle eines Sinustons bei einem größeren Pegel als 70 dB HL, ist von toten Regionen in diesem Übertragungsbereich der Cochlea auszugehen.

¹⁵ Lehnhardt, Ernst; Laszig, Roland: Physiologie und Pathophysiologie des Innenohres. Praxis der Audiometrie, Kap. 5, 8. überarbeitete und erweiterte Auflage

Zur Diagnose toter Regionen dient der TEN (HL) Test (threshold-equalizing noise).

Der Proband soll aus einem Rauschen Sinustöne heraushören. Das Rauschen ist so gemischt, dass die Hörschwelle zur Erkennung der Sinustöne aus dem Rauschen im Bereich von 250 bis 10 000 Hz für Normalhörende beinahe gleich ist.

Wenn der Sinuston in den Bereich von toten Regionen fällt, kann er nur aus dem Rauschen herausgehört werden, wenn benachbarte IHz die Übertragung übernehmen.

Eine tote Region ist dann erkennbar, wenn die Hörschwelle einer Frequenz im Rauschen mindestens 10 dB über der Hörschwelle ohne Rauschen liegt und 10 dB über dem Rauschpegel liegt.¹⁶

2.6 AuriCheck

Das AuriCheck ist ein eigenständiger kleiner Computer, ähnlich einem Tablet-PC, welcher verschiedene adaptive Messungen wie den „AAST“ (Adaptiver Auditiver Sprachtest) und den „mFast“ ermöglicht.

Die Bedienung kann während der Messung durch den Probanden selbstständig durchgeführt werden und ist dank der einfachen Handhabung und einer kurzen Einweisung schnell zu erlernen.



Abbildung 4: Messcomputer: AuriCheck

¹⁶ Moore, Brian C.J.: Testing for Cochlear Dead Regions: Audiometer Implementation of the TEN(HL) Test. Hearing Review – January 2010, http://www.hearingreview.com/issues/articles/2010-01_01.asp
Letzter Aufruf: 06.06.2012

2.6.1 Der Adaptive Auditive Sprachtest (AAST)

Der AAST ist ein sprachaudiometrisches Testverfahren, das in der englischen Fachliteratur als SRT (speech reception threshold), im deutschen Sprachraum als Schwellenpegel für das Verstehen von Sprache (SVS) bekannt ist.

Das Messergebnis zeigt eine Zahl in dB, die aussagt, bei welcher Intensität in dB die Hälfte der Sprache verstanden wird ($SNR_{50\%}$).

Das Hauptziel der Messung ist die Erfassung einer Hörminderung, insbesondere zur Erkennung von Problemen der Diskrimination von Phonemen (kleinste bedeutungsunterscheidende Einheit der Sprache) oder im Störgeräusch.

Des Weiteren dient der AAST zur schnellen Ermittlung der Aufblähkurve (Hörschwelle mit Hörsystemen).

Während der Messung werden vier Zweisilber (Flugzeug, Eisbär, Schneemann, Handschuh) verwendet. [Ursprünglich wurde der Test mit sechs Zweisilbern konzipiert (Zweisilber s. o., + Lenkrad, Fußball), jedoch später auf vier Wörter reduziert.] Die Wörter wurden so ausgewählt, dass eine Redundanz in Bezug auf kurze Sätze im Alltag besteht. Das erzeugt eine hohe Validität (Gültigkeit) hinsichtlich der Verarbeitung von Sprache im Alltag. Deshalb kann auf der Grundlage des Messergebnisses eine gültige Aussage hinsichtlich der Verarbeitung der Sprache getroffen werden.



Abbildung 5: Touchscreen des AuriCheck beim AAST

Aufgrund seiner schnellen Messdauer von 1,5 bis 2 Minuten und der automatischen Durchführung bietet sich dieser Test zur Verifizierung der Sprachverständlichkeit mit Hörsystemen an.^{17, 18}

¹⁷ DF: Audiologische Information AAST, Auritec, Stand Juni 2009

¹⁸ PDF: Coninx, Frans: Entwicklung und Erprobung des Adaptiven Auditiven Sprach-Tests. IfAP Institut für Audiopädagogik (An-Institut der Universität zu Köln), Solingen-Ohligs, 9. DGA-Jahrestagung 2006

Ein normalhörender Erwachsener erreicht die SRT50% bei einem SNR von -14 dB.

Anmerkung: Während der ersten Probandenmessungen hat sich gezeigt, dass es den Probanden schwerfällt, den Touchscreen selbstständig zu bedienen.

Das hat folgende Gründe:

- Viele Probanden haben keine Erfahrung mit der Bedienung der recht neuen Touchscreen-Technik.
- Die Probanden sind aufgrund der langen Messreihen und der notwendigen Konzentration nicht mehr so aufnahmefähig.
- Der Touchscreen ist relativ träge in der Reaktion auf Druck, teilweise muss mehrmals gedrückt werden, bis die Reaktion erkannt und gespeichert wird. Das wird von den Probanden nicht immer registriert, sodass die Messergebnisse verfälscht werden könnten.

Ich habe mich deswegen zur Minimierung der Bedienfehler entschieden, die Probanden die Wörter laut nachsprechen zu lassen und die Bedienung des AuriCheck selbst zu übernehmen.

2.7 ISTS (International Speech Test Signal)

Moderne Hörsysteme, welche mit Algorithmen zur Störgeräusch- und Rückkopplungsreduzierung arbeiten, lassen sich unter Trageeinstellung nicht mit genormten Messsignalen wie Sinustönen oder Rauschsignalen in der Messbox oder in situ am Kundenohr überprüfen, da hier die Messsignale als Störsignale identifiziert werden. Bisherige Testsignale zur Ermittlung der Übertragungseigenschaften bei realen alltäglichen Signalen wie Sprache erfüllten die erforderlichen Voraussetzungen in Bezug auf das Spektrum, Modulationsspektrum, Grundfrequenzverlauf und Harmonie nicht oder nur unzureichend. Folglich wird das Hörsystem diese Signale nicht wie gewünscht verarbeiten, was zu fehlerhaften Messergebnissen führt. „Die European Hearing Instrument Manufacturing Association (EHIMA) hat deshalb zusammen mit der ISMADHA-Arbeitsgruppe und mit Hilfe eines Konzeptes der in Oldenburg ansässigen HörTech gGmbH einen neuen Messtechnik-Standard IEC-60118-15 vorgeschlagen, „der ebenfalls eine auf der Perzentilanalyse basierende Messmethode und repräsentative Audiogramme enthalten soll.“ (Zitat aus Hörakustik 09/2009, Seite 8).

Als Grundlage des ISTS wurde die Geschichte „Der Nordwind und die Sonne“ von 21 Sprecherinnen mit sechs verschiedenen Muttersprachen (Arabisch, Deutsch, Englisch, Französisch, Mandarin, Spanisch) in möglichst natürlicher Artikulation und in der jeweiligen Muttersprache, aus dem IPA-Handbuch gelesen, aufgenommen. Anschließend wurde der Text in einzelne etwa 500 ms lange Segmente zerlegt und das Intervall mit der geringsten Leistung innerhalb eines Segmentes bestimmt. Direkt nach diesem geringsten 10-ms-In-

tervall wurde dann das nächste Segment gesetzt, welches wiederum mit dem geringsten Leistungsintervall endet. Diese entstandenen Segmente wurden in zufälliger Reihenfolge und unter Vermeidung von Artefakten zu Abschnitten von 10 bis 15 s zusammengesetzt. Jede Sprache kommt innerhalb von sechs aufeinanderfolgenden Segmenten einmal vor. Das Testsignal hat eine Gesamtlänge von 60 s. So ist das entstandene Signal zum Großteil unverständlich, enthält jedoch die Eigenschaften der Sprache wie Langzeitspektrum, Kurzzeitspektrum, Modulationsspektrum, Pausendauer, Perzentilverteilung, Grundfrequenz, deren Harmonische und die Modulationsfrequenz der Sprache. Für die Aufnahme wurde ein Neumann KM184-Richtmikrofon mit einer Abtastrate von 44,1 kHz und einer Auflösung von 24 Bit in einem modifizierten Büroraum mit einer Nachhallzeit von 0,5 s bei 500 Hz verwendet. Die Sprechpausen innerhalb der Aufnahme wurden auf 650 ms begrenzt. Um eine Homogenität des Testsignals zu erhalten, wurden die Aufnahmen nach Byrne et al. (1994) auf das mittlere Langzeitspektrum LTASS (Long-Term Average Speech Spektrum) weiblicher Sprecherinnen zwischen 100 Hz und 16 kHz gefiltert.

Sprecherinnen wurden ausgewählt, da weibliche Stimmen von ihrer Stimmlage her zwischen denen von Kindern und Männern liegen und damit ein möglichst durchschnittliches Spektrum wiedergeben.

Mit Hilfe dieses Testsignals lässt sich die Verarbeitung von Sprache in Hörsystemen in der Trageeinstellung, d. h. mit eingeschalteten adaptiven Parametern, erfassen.

Ich nutze dieses Signal zur Messung der Auswirkungen des Parameters der Frequenzkompression.^{19,20}

¹⁹ http://www.hoertechnik-audiologie.de/web/files/Forschung/Projekte/Development_of_Speechlike_Signals.php
Letzter Aufruf: 18.02.2012

²⁰ Holube, Inga; Fredelake, Stefan; Vlaming, Marcel: Entwicklung eines internationalen Sprach-Testsignals: Weltweit einsetzbar. Hörakustik 9/2009

2.8 Untersuchung der Auswirkung der Frequenzkompression in der Messbox

Messbox: Unity 2

Kuppler: 2 ccm

Hörsystemhersteller: Phonak

Hörsystem: Ambra SP

Software: NOAH, Unity (Probe Mic), Phonak Target 2.0

Referenz-Audiogramm:

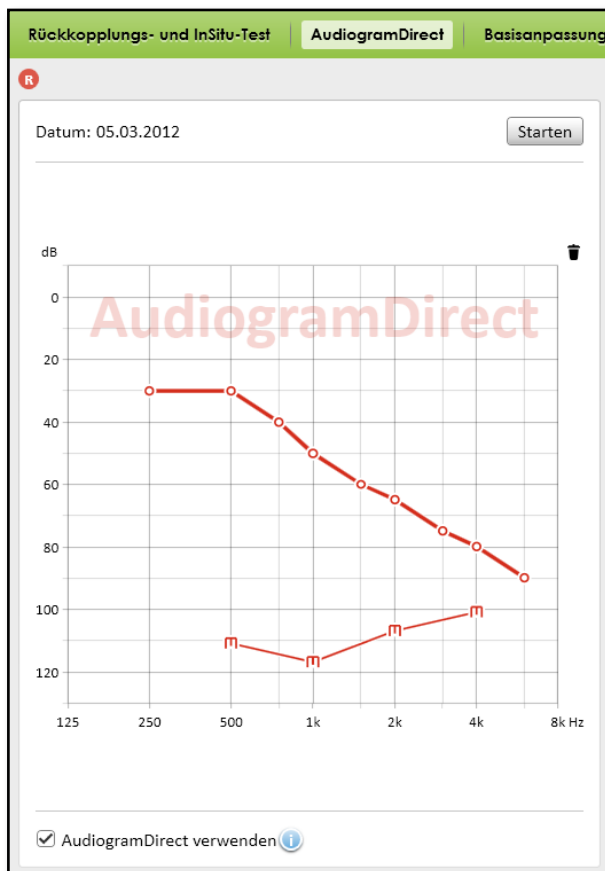


Abbildung 6: Eingegebene Hörminderung zur Untersuchung des Übertragungsverhaltens des HG

2.8.1 Kupplermessung am 2-ccm-Kuppler

LE = 65 dB

Alle adaptiven Parameter (außer FK) deaktiviert

Messbox-Signal: ISTS

Einschwingzeit: 30 s, danach Aufnahme

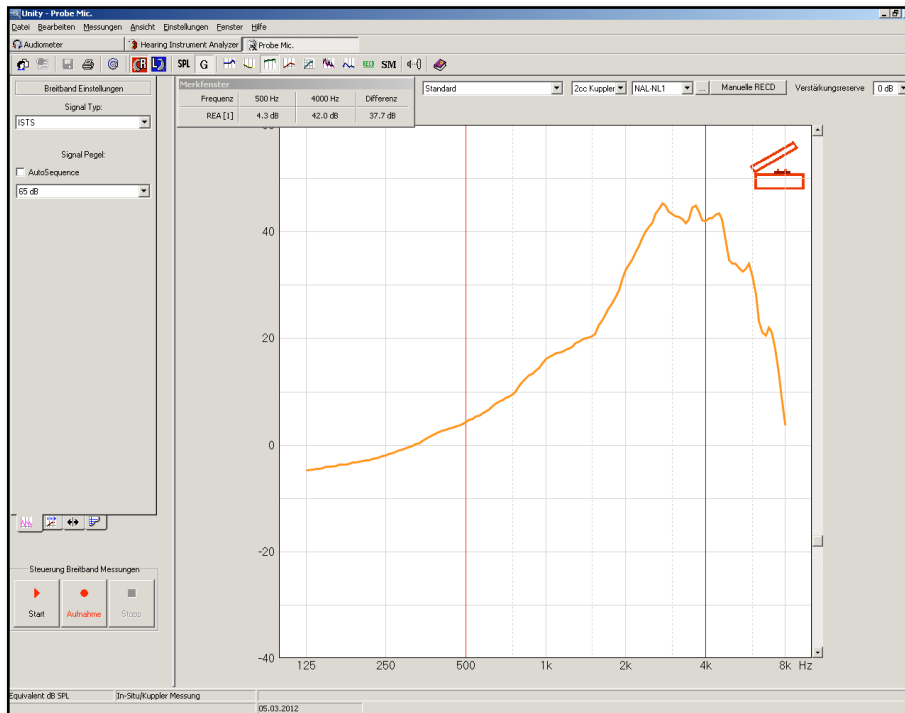


Abbildung 7:
Kupplermessung bei
nicht aktiver FK

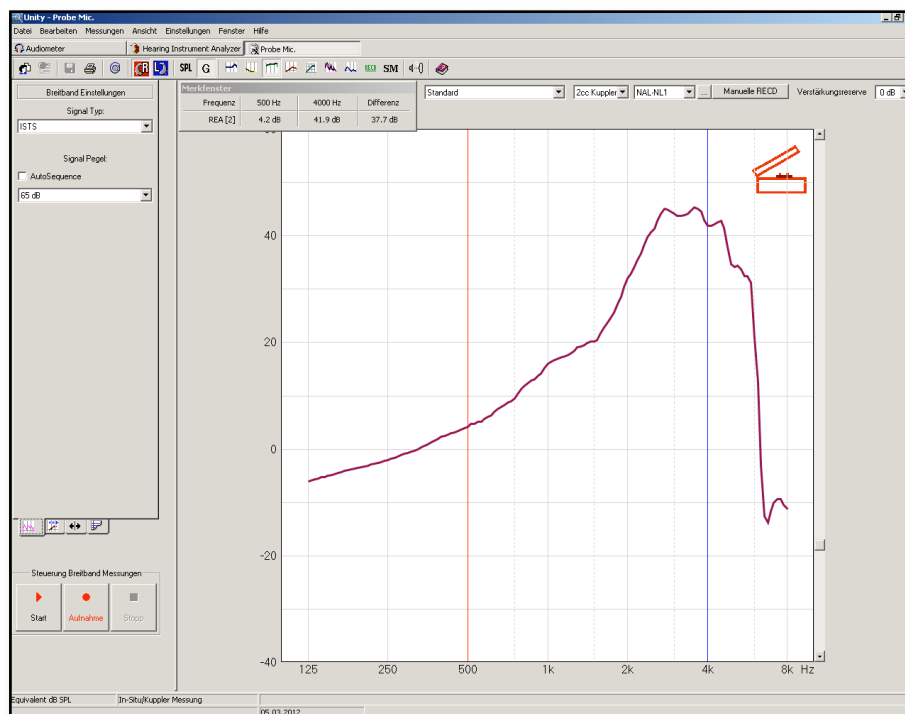


Abbildung 8: Kupplermessung bei aktiver FK:
TF = 4,5 kHz, CV = 2,7:1

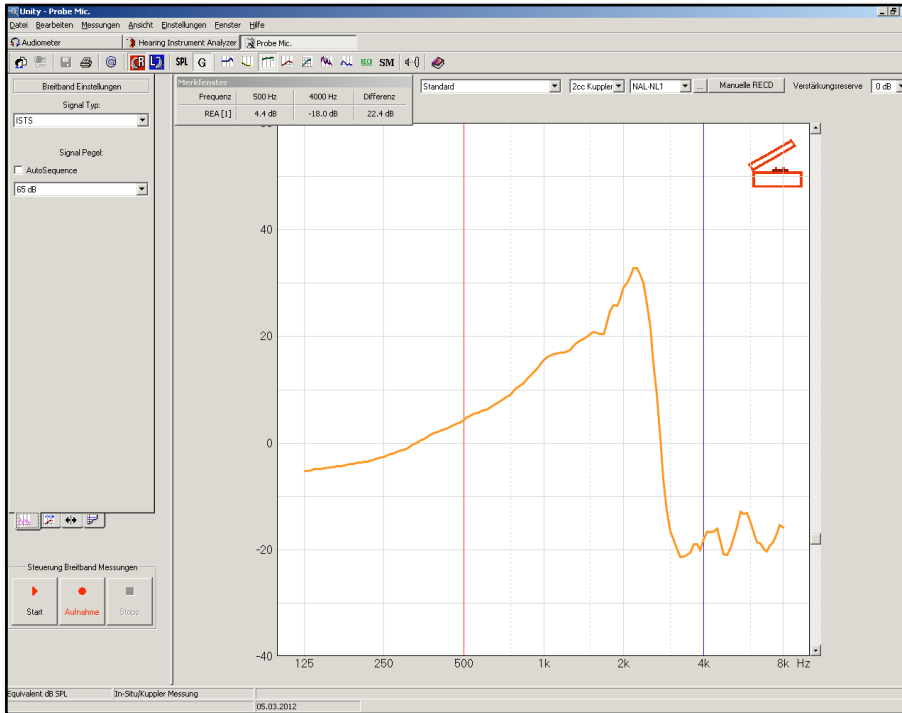


Abbildung 9: Kupplermessung bei maximal aktiver FK: $TF = 1,5 \text{ kHz}$, $CV = 4,0:1$

2.8.2 Vergleich der drei Einstellungen im V/f-Diagramm

V/f-Diagramm:

Bandbreite der Messung: 125 Hz-8000 Hz, Messsignal: Sinuston, LE = 65 dB

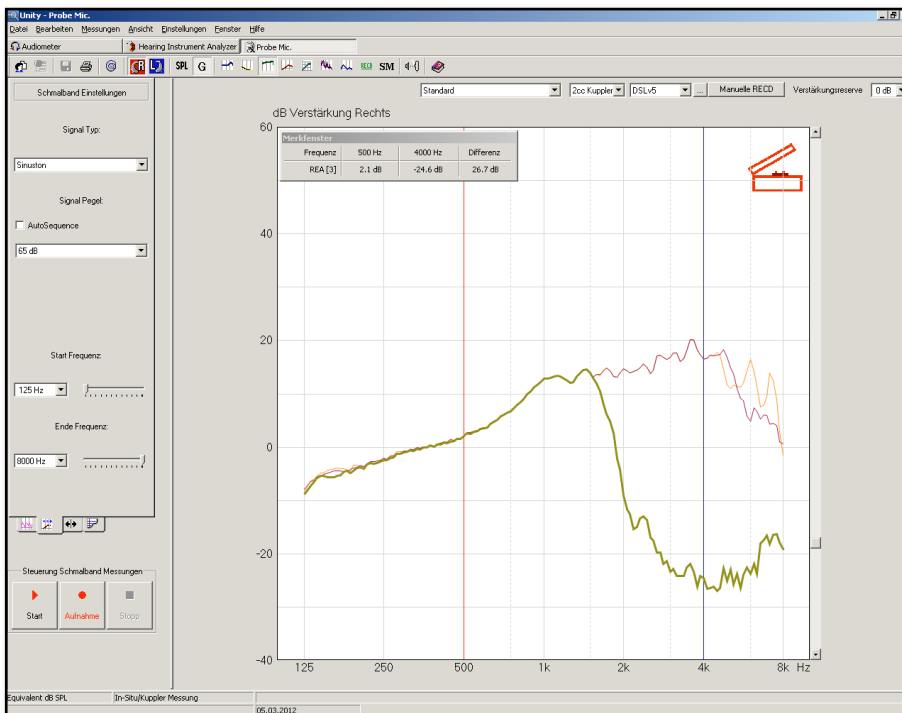


Abbildung 10: Kurve orange: FK deaktiviert, Kurve violett: FK aktiv bei $TF = 4,5 \text{ kHz}$, Kurve grün: FK max. $TF = 1,5 \text{ kHz}$

2.8.3 Einzeltonmessung

Signal: Sinus, LE = 65 dB, f = 6000 Hz

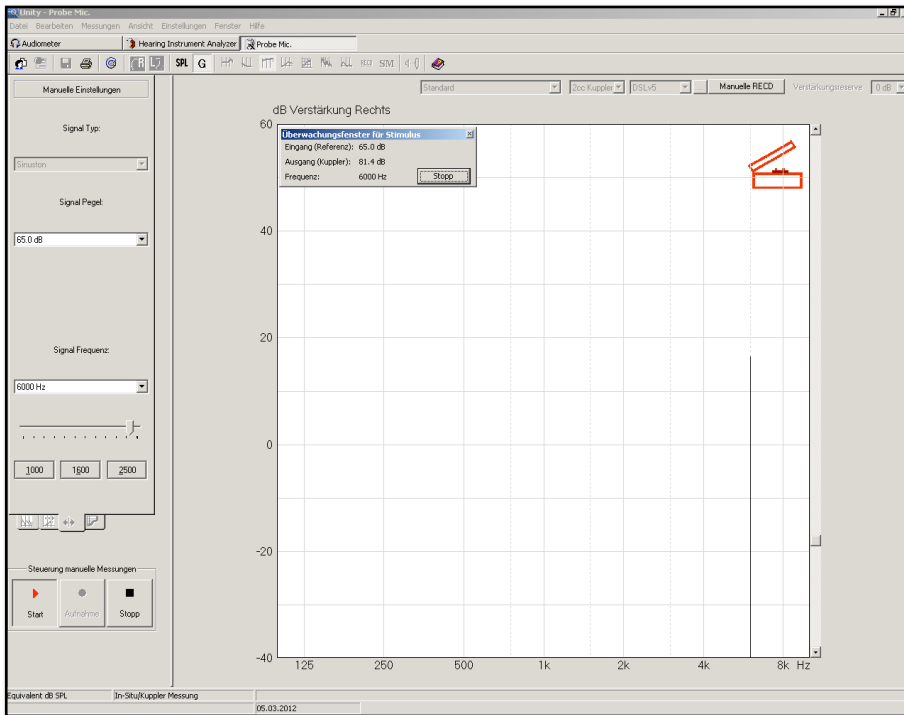


Abbildung 11: nicht aktive FK

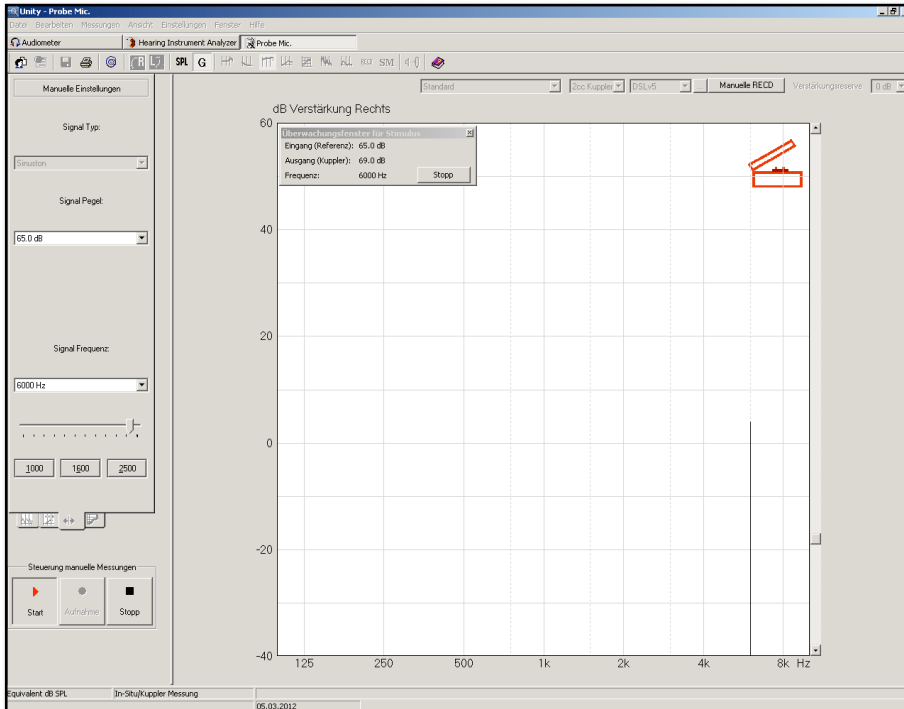


Abbildung 12: aktive FK: TF = 4,5 kHz, CV = 2,7:1

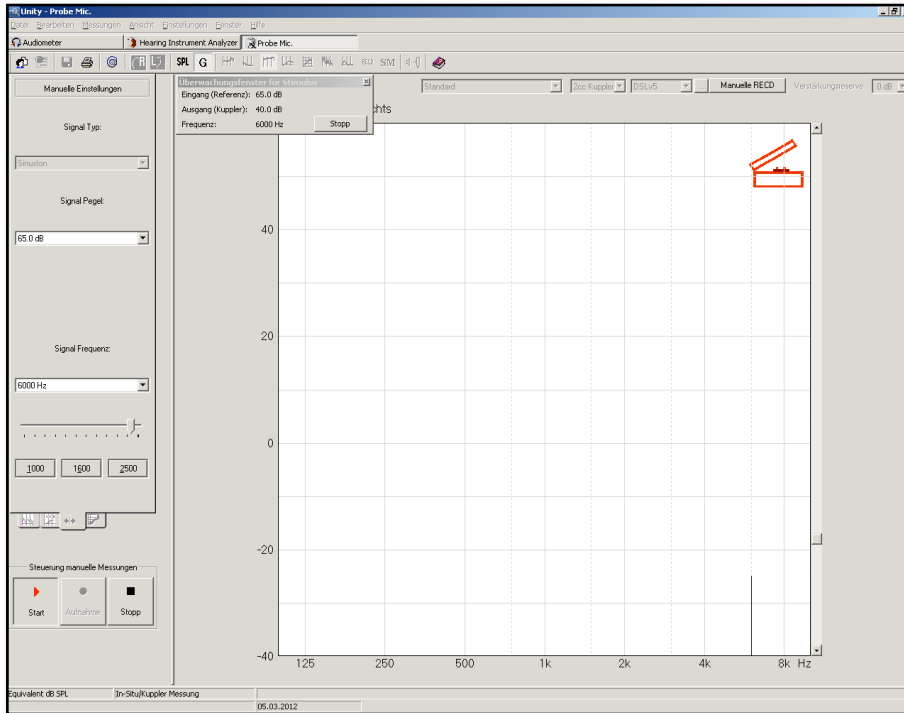


Abbildung 13: maximal aktive FK: $TF = 1,5 \text{ kHz}$, $CV = 4,0:1$

2.8.4 Fazit der Messboxmessungen

Um die Wirkungsweise der FK zu untersuchen und sichtbar zu machen, wird das Übertragungsverhalten des Hörsystems in der Messbox Unity 2 in den drei Einstellungen: nicht aktive FK, aktive FK bei $TF = 4,5 \text{ kHz}$ und bei maximal aktiver FK bei $TF = 1,5 \text{ kHz}$ untersucht. Dazu wird eine moderate Hochton-Hörminderung in der Herstellersoftware ins In-situ-Audiogramm eingegeben (siehe Abb. 3). Alle adaptiven Parameter werden deaktiviert, um Messfehler auszuschließen.

Für die Messungen werden im Frequenzdurchlauf Sinustöne bei einem $L_E = 65 \text{ dB}$ verwendet, bei der Einzeltonmessung wird die Frequenz auf 6 kHz festgesetzt, da die Wirkungsweise der FK im Hochtonbereich dargestellt werden soll. Als Einschwingzeit werden 30 s gewählt, erst dann wird die Messung aufgezeichnet, um Messfehler zu minimieren.

Im V/f -Diagramm ist bei nicht aktiver FK die Übertragungsgrenze des HG-Hörers im Hochtonbereich zu erkennen. Bei $f = 4 \text{ kHz}$ wird eine Verstärkung von 42 dB erreicht, bei $f = 6 \text{ kHz}$ ist eine Verstärkung von 31 dB zu erkennen (siehe Abb. 7).

Bei aktiver FK mit einer TF von $4,5 \text{ kHz}$ sinkt die Verstärkung ab ca. $5,5 \text{ kHz}$, hier wirkt die FK, was ab diesem Frequenzbereich zu einer geringeren Verstärkung führt. Bei $f = 4,5 \text{ kHz}$ bleibt die Verstärkung unverändert bei 42 dB , bei der Frequenz 6 kHz ist die Verstärkung um 11 dB auf 20 dB gesunken (siehe Abb. 8).

Ist die FK maximal aktiv, sinkt die Verstärkung bei $f = 4 \text{ kHz}$ gegenüber nicht aktiver FK um 60 dB auf -18 dB , bei der Frequenz 6 kHz ist die Verstärkung um 45 dB auf -14 dB gesunken (siehe Abb. 9).

In Abb. 10 werden die Verstärkungsunterschiede in den drei unterschiedlichen FK-Einstellungen deutlich. Bei gleicher Einstellung werden diese Unterschiede mit Einzeltonmessungen bei $f = 6$ kHz verdeutlicht (siehe Abb. 11, 12, 13):

Bei nicht aktiver FK erreicht das HG bei $f = 6$ kHz eine Verstärkung von 16,4 dB.

In der HG-Einstellung mit aktiver FK und der $TF = 4,5$ kHz ist nur eine Verstärkung von 4 dB messbar, und bei maximal aktiver FK sinkt die Verstärkung auf einen Wert von -25 dB.

Somit ergibt sich zwischen nicht aktiver und maximal aktiver FK in dem für diese Hörmin-derung nach dem First-Fit-Verfahren eingestellten HG eine Verstärkungsreduktion von 41,4 dB.

Anmerkung: Auffällig sind die Verstärkungsunterschiede zwischen den V/f-Diagrammen und den Einzeltonmessungen, die sich nicht erklären lassen, da sich das Hörsystem und die Hörsystemeinstellung nicht geändert haben.

3. Auswahlkriterien der Probanden

Wie sieht die Spontanakzeptanz bei erfahrenen Hörsystemträgern aus, die nicht an die Frequenzkompression gewöhnt sind? Für meine Messungen habe ich folgende Kriterien bei der Auswahl meiner Probanden definiert:

Zur Untersuchung der Frequenzkompression müssen bestimmte Kriterien herausgearbeitet und bei der Auswahl der Probanden berücksichtigt werden. Da die Einstellung der Frequenzkompression und vor allem die individuelle Vorberechnung in der First-Fit-Einstellung von der Art (Schallempfindung, Schallleitung oder kombinierter HV), vom Grad (leicht, mittel, hochgradig) der Hörminderung und dem Hörschwellenverlauf abhängig sind, habe ich vornehmlich Probanden mit einer ähnlichen und somit gut vergleichbaren Hörminderung ausgewählt.

Heutzutage sind binaurale Hörsystemversorgungen Standard. Deshalb werden nur binaural versorgte Probanden ausgewählt. Diese sollen mindestens seit drei Jahren Hörsysteme tragen, da Erstversorgte durch fehlende Gewöhnung an Hörsysteme die Messergebnisse verfälschen könnten.

Die Messung der Spontanakzeptanz der Frequenzkompression spielt bei meiner Untersuchung eine große Rolle. Es werden deshalb nur Probanden ausgewählt, die mit diesem Hörsystem-Feature keine Erfahrung oder Gewöhnung besitzen.

Des Weiteren möchte ich die Auswirkungen der Frequenzkompression bei einer so starken Schädigung der Cochlea untersuchen, dass man evtl. auf tote Regionen innerhalb der Cochlea, also auf Schädigung der inneren Haarsinneszellen, schließen kann. Bei einer Hörschwelle von 70 dB (HL) oder schlechter könnten laut Studien tote Regionen vorhanden sein.²¹

Deshalb werden auch Probanden mit einer Hochtönschwelle von 75 dB oder schlechter ab einer Frequenz von 3 kHz ausgewählt. Dieses Auswahlkriterium ist jedoch nicht für alle Probanden ausschlaggebend, da vorrangig die Frequenzkompression bei häufig auftretenden und nicht ausschließlich für hochgradige HV ermittelt werden soll.

Die Messungen werden schätzungsweise 60-90 min pro Proband in Anspruch nehmen. Um diesen Zeitraum nicht unnötig zu verlängern, werden gut mitarbeitende, gut reagierende Probanden ausgewählt.

²¹ Moore, Brian C.J.: Testing for Cochlear Dead Regions: Audiometer Implementation of the TEN(HL) Test. Hearing Review – January 2010, http://www.hearingreview.com/issues/articles/2010-01_01.asp
Letzter Aufruf: 06.06.2012

3.1 Durchschnittliches Hörvermögen der neun Probanden

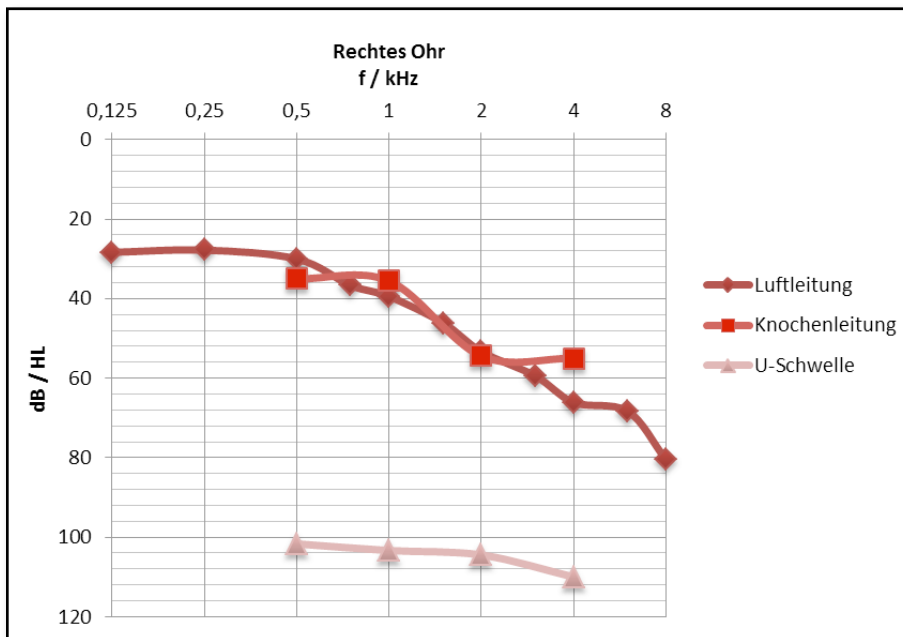


Abbildung 14: Durchschnittliches Hörvermögen, rechtes Ohr

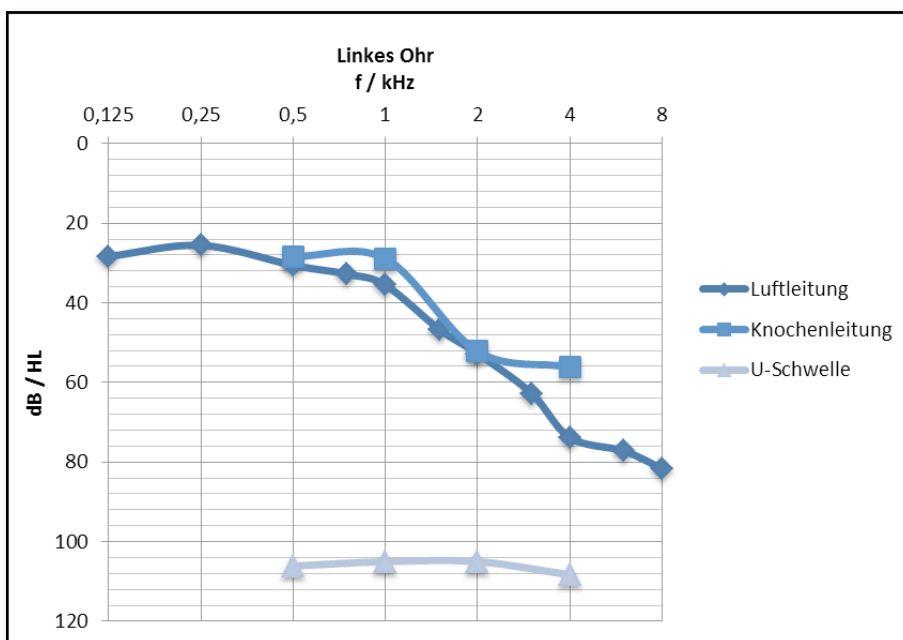


Abbildung 15: Durchschnittliches Hörvermögen, linkes Ohr

4. Voraussetzungen des Messraumes^{22, 23}

- Größe des Anpassraumes: mind. 9 m³
- Dimmbares Licht für bessere Konzentration während der Messungen
- Bequemer, feststehender Sessel mit Armlehne für Probanden (z. B. für Armabstützung während der KL-Messung)
- Proband sollte so positioniert werden, dass
 - alle Messungen in derselben Position durchgeführt werden können.
 - der Proband dem Prüfer zugewandt ist (Blickkontakt), um die während der Messungen notwendige Kommunikation zu gewährleisten.
 - der Proband 1 m von den Raumwänden entfernt sitzt, um nicht dem von Reflexionen der Wand beeinträchtigten Schallfeld ausgesetzt zu sein.
 - der Prüfer bei der vorbereitenden Otoskopie und dem Einsetzen der Messsonden und anderen Hilfestellungen genügend Freiraum hat.
- Dämmmaterial im Anpassraum zur Reduzierung der Nachhallzeit
- Ruheschallpegel von max. 40 dB

4.1 Technische Voraussetzungen

- Kalibriertes Audiometer
- Kalibrierte Messbox Siemens Unity 2
- Freies Schallfeld von mindestens 1 m zur Sicherstellung und Einhaltung der Messvorschriften (Vermeidung von Stehwellen und Messungen außerhalb des Hallradius)
- Kalibrierte Messanlage für Messungen von zwei gleichzeitig darbietbaren und unabhängig voneinander einstellbaren Schallsignalen (Nutz- und Störschall)
- HiFi-Surround-Anlage (Dolby Digital 5.1) zur Darbietung von realitätsnahen Hörsituationen

²² http://www.docstoc.com/docs/55019761/Planung_-Aufbau-und-Einrichtung
Letzter Aufruf: 18.02.2012

²³ Meier, Siegrid: Skript: Raum- und Sachausstattung. Meistervollzeitkurs 2011/2012, AHA Lübeck

5. Ablaufplan der Messungen und Übersicht der Messanordnung

Bevor der Proband den Messraum betritt, werden die Messanlagen überprüft und, soweit notwendig, aufgebaut:

- Überprüfung und Konfiguration des Audiometers
- Kalibrierung des In-situ-Sondenschlauches
- Abhören der Hörsysteme
- Aufbau des AuriCheck
- Fragebogen, Messablauf und Einweisungen in die Messungen ausdrucken
- Bereitlegen von Otoskop, Trichter, Leuchtstab und Abforminjektor

5.1 Ablaufplan der Anpassung und Messungen

1. Audiologisches Vorgespräch (Name, Geschlecht und Geburtsdatum des Probanden, Zeitraum der ersten Hörsystemversorgung, Tragedauer im Alltag, Anfänge der Hörminderung, Ursache der Hörminderung, Tinnitus, Krankheiten und Operationen am Ohr, Seite des besseren Gehörs, Medikamenteneinnahme, schwankendes Gehör)
2. Tonaudiometrie: Messung der Knochenleitung, Luftleitung und der Unbehaglichkeitsschwelle
3. Aufnahmen der REUG
4. Hörsysteme in First-Fit-Einstellung programmieren (adaptive Parameter werden deaktiviert, außer Frequenzkompression, Mikrofoneinstellung omnidirektional), im Ausnahmefall, falls Rückkopplungen entstehen, wird Rückkopplungsreduktion so gering wie möglich aktiviert
5. Perzentilanalyse am Ohr mit/ohne Frequenzkompression messen
6. Subjektive Bewertungen durch die Probanden anhand des Fragebogens
7. Objektive Messung mit Hilfe des AAST
8. Daten speichern

5.2 Ablauf

Nach einer kurzen Übersicht, was den Probanden erwartet, beginnt das audiologische Vorgespräch, um die medizinische Vorgeschichte des Probanden kennenzulernen und Aussagen des Probanden, wie z. B. seitendifferentes Hören, bei der Audiometrie, den Messungen und bei der Auswertung der Ergebnisse berücksichtigen zu können.

Nach der Audiometrie wird mit Hilfe der In-situ-Sonde die REUG aufgenommen. Die In-situ-Schläuche werden mit dem einen Ende hinter der zweiten Krümmung im Gehörgang

platziert und mit Abformmasse am Lobulus auriculae nahe der Incisura intertragica fixiert, sodass sie durch das Einsetzen der Otoplastik, während der Messungen, durch Bewegung des Probanden und das Wechseln der Hörsysteme nicht verrutschen können. Danach werden die Hörsysteme nach First Fit eingestellt, wobei die herstellereigene Anpassstrategie verwendet wird.

Die Reihenfolge, mit welchem Hersteller begonnen wird, und die der Messungen wird zufällig ausgewählt, um die Messergebnisse aufgrund einer immer gleichen Vorgehensweise nicht zu verfälschen. Würde stets mit demselben Hersteller begonnen, könnte das das subjektive Empfinden der Probanden beeinflussen, da aus Gründen der Zeit und der Organisation beide Hörsysteme direkt hintereinander eingestellt und bewertet werden. Und die Messungen, die immer zum Ende des Ablaufs durchgeführt werden, könnten besser ausfallen, da eine gewisse Gewöhnung an Lautstärke und Klangeigenschaften des Hörsystems eingetreten sein könnte.

Die Akklimationisierung wird auf 100 % gesetzt, da die Probanden langjährige, erfahrene Hörsystemträger sind und die Messergebnisse bei Lautheitsangleichung erfasst werden sollen. Die Anpassung erfolgt mit den Probandenotoplastiken und nicht mit Provisorien, damit die akustischen Übertragungseigenschaften der Otoplastiken berücksichtigt werden und sowohl ein für den Probanden möglichst gewohnter Klang als auch der Tragekomfort gewährleistet werden können. In der Anpasssoftware werden die Otoplastikeigenschaften, soweit auswählbar, in die Vorberechnung miteinbezogen.

Adaptive Parameter werden manuell deaktiviert, um eventuelle Verstärkungsänderungen, verursacht durch automatische Situationserkennung und -anpassung, während der Messungen zu verhindern. Es soll ausschließlich das Verhalten der Frequenzkompression in unterschiedlichen Messungen ermittelt werden.

Bei einigen Otoplastiken kommt es bei gewünschter Verstärkung von 100 % zu Rückkopplungen, da sie entweder aufgrund von Passungenauigkeit das Ohr nicht genügend abdichten oder die Zusatzbohrung zu groß ausgearbeitet wurde. Um das gewohnte Klangbild für den Probanden nicht unnötig zu verfälschen, wird die Otoplastik nicht modifiziert, sondern der Rückkopplungsmanager in der Anpasssoftware so gering wie möglich eingestellt.

Der Proband bewertet anhand des Fragebogens die verschiedenen Hörsituationen mit aktivierter und deaktivierter Frequenzkompression. Alle anderen Einstellungen bleiben unverändert. Dabei weiß der Proband nicht, um welche Art von Einstellung es sich handelt und in welcher Einstellung die Messungen durchgeführt werden. Dadurch wird einer Voreingenommenheit des Probanden vorgebeugt. Es soll nur der spontane Eindruck ermittelt werden. Der Proband wird angewiesen, die verschiedenen Hörsysteme nicht untereinander, sondern jedes Hörsystem für sich in den unterschiedlichen Einstellungen zu bewerten.

Das jeweilige Klangbeispiel wird in beiden Einstellungen (Frequenzkompression aktiviert/deaktiviert) dargeboten und soll bewertet werden. Die Reihenfolge variiert bei den Messungen.

Die Klangbeispiele werden über Freifeld bei 1 m Entfernung aus 0 Grad mit Hilfe des Audiometer-Moduls bei einem angezeigten Freifeldpegel von 75 dB dargeboten. Alle Beispiele werden aus dem O.-Sound-Studio ausgewählt. In dem O.-Sound-Studio wird der Lautstärkeregler auf „Maximum“ gesetzt.

Der Ausschnitt aus dem Hörbuch „Mythen Teil 1“ wird über eine externe HiFi-Anlage bei einem Lautstärkewert von „12“ über einen Lautsprecher bei 1 m Entfernung aus 0 Grad abgespielt. Um genau definierte und reproduzierbare Geräusche in Pegel und Bandbreite zu erhalten, wurde entschieden, vorgefertigte Klangbeispiele zu verwenden und beispielsweise nicht selbst aktiv mit einem Schlüsselbund zu klimpern. Das hätte die Gefahr von unterschiedlichen Darbietungspegeln in beiden HG-Einstellungen erhöht und einen Vergleich erschwert oder unmöglich werden lassen.

Es hat sich gezeigt, dass es den Probanden mitunter schwerfällt, anhand der Fünferskala eine aussagekräftige Bewertung abzugeben. Im Zweifel haben wir deshalb beide Einstellungen gegenübergestellt und einen relativen Vergleich beider Einstellungen vom Probanden ermitteln lassen. Dabei wird die erste Einstellung in der Skala bewertet und die zweite Einstellung, je nachdem ob besser oder schlechter, in Relation dazu gesetzt.

Im Modul „ProbeMic“, „Soundmapping“ (= SM) der Siemens Unity 2 wird mit Hilfe der Perzentilanalyse das Übertragungsverhalten der Hörsysteme in der jeweiligen Einstellung mit den Eingangspegeln über Freifeld $LE = 50$ dB, $LE = 65$ dB und $LE = 80$ dB ermittelt. Im SM wird das Anpassverfahren NAL-NL1 eingestellt, da die herstellereigenen Anpassverfahren in der Unity 2 nicht anwählbar sind, diese jedoch auf NAL-NL1 basieren und somit eine gute Überprüfung von Soll- und Ist-Kurven möglich ist.

Der Proband sitzt in 1 m, 0 Grad Entfernung frontal zum Lautsprecher. Als Messsignal wird das genormte ISTS verwendet, welches wir 20 s darbieten.

Die REUG, die Messkurven sowie die Hörsystemeinstellung werden abgespeichert und durch Beschriftung des Dateinamens dem Kunden zugeordnet.

Die Probandendaten werden aus NOAH exportiert und gespeichert.

Bei der Durchführung des AAST soll der SNR50 des Probanden in beiden Einstellungen im Rauschen ermittelt werden.

Der Proband wird mit Vor- und Nachnamen und Geburtsdatum im AuriCheck angelegt, sodass die Messungen unter seinem Profil gespeichert werden. Der Proband sitzt in 1 m, 0 Grad Entfernung frontal zum Lautsprecher. Da die Bedienung eines Touchscreens für viele Probanden neuartig ist, recht kräftig gedrückt werden muss, um eine Antwort abzuspeichern, und sie teilweise während der Messung dadurch stark abgelenkt wären, wird

die Bedienung von mir übernommen. Der Proband konzentriert sich auf das Verstehen und Nachsprechen der Mehrsilber.

Bei Antwort des Probanden wird das jeweilige Symbol ausgewählt, bleibt die Antwort aus, wird das Fragezeichensymbol markiert.

Die Messergebnisse werden nach Beendigung der Messungen automatisch im AuriCheck abgespeichert.

6. Messergebnisse auswerten, deuten und erklären

6.1 Auswertung der Diagramme

Es wird die HG-Einstellung mit deaktivierter Frequenzkompression (= FK) als Ausgangswert mit der Perzentilanalyse überprüft und gespeichert. Die HG-Einstellung mit aktiver FK wird nun damit verglichen.

Diese Differenz (HG-Einstellung ohne FK – HG-Einstellung mit aktiver FK) wird anhand des Diagramms dargestellt und ausgewertet.

Es wird das 65. Perzentil bei 65 dB, also in etwa das LTASS, betrachtet und verglichen, da vermutet wird, dass der mittellaute Bereich von LE = 65 dB eine gute Überprüfung der Technik gewährleistet.

Bei einem Freifeldpegel von LE = 50 dB könnten die Umgebungsgeräusche größere Ungenauigkeiten bei der Perzentilanalyse verursachen.

Bei LE = 80 dB ist ein wesentlich geringerer Verstärkungsunterschied zu verzeichnen, was die Auswertung der Wirkungsweise der FK u. U. ungenau werden lassen würde.

Diagramm:

Das Diagramm zeigt die Verstärkungsdifferenz der beiden HG-Einstellungen im Frequenzbereich 125 Hz bis 8 kHz. Somit lässt sich die akustische Auswirkung der FK am individuellen Probandenohr darstellen. Sinkt der Verstärkungswert einer Frequenz mit aktivierter FK gegenüber der nicht aktiven HG-Einstellung, entsteht ein positiver Wert auf der Ordinate. Nimmt die Verstärkung bei aktiver Frequenzkompression bei einer Frequenz zu, wird ein negativer Verstärkungswert dargestellt.

Trennfrequenz (= TF): 3,8 kHz, Kompressionsverhältnis (= CV): 2,4:1

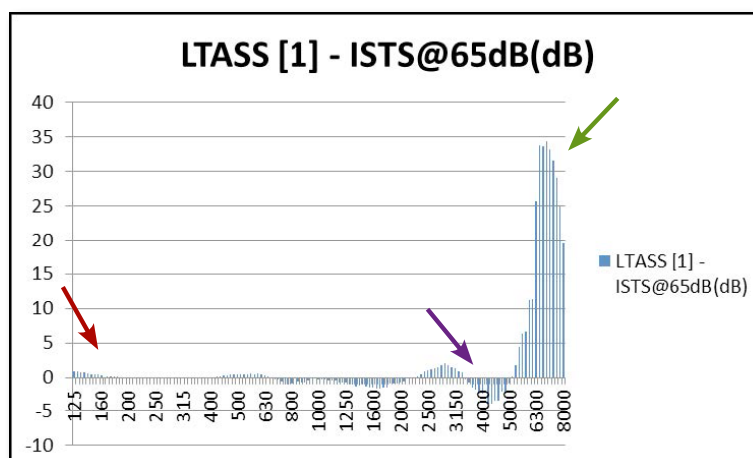


Abbildung 16: Verstärkungsunterschied zwischen nicht aktiver und aktiver FK, ermittelt durch In-situ-Messung

Roter Pfeil:

Keine Verstärkungsänderung im Tieftonbereich

Violetter Pfeil:

Verstärkungszunahme bei aktiver Frequenzkompression

Grüner Pfeil:

Verstärkungsreduktion bei aktiver Frequenzkompression

6.2 Diagrammbeschreibung und -auswertung

6.2.1 Proband 1: Bds.: TF = 3,8 kHz, CV = 2,4:1

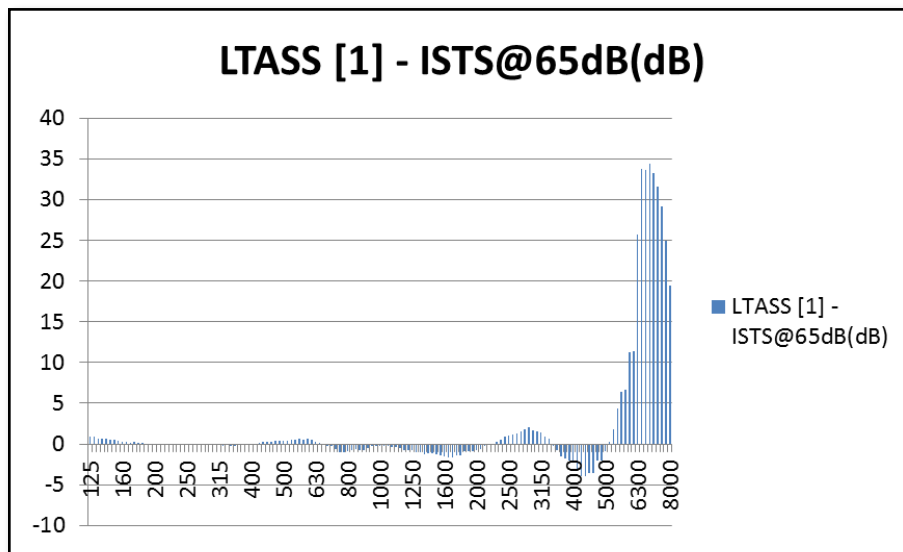


Abbildung 17:
Proband 1, linkes HG

Linkes Ohr:

Im Frequenzbereich 125 Hz bis ca. 700 Hz ist keine Verstärkungsänderung bei aktiver gegenüber nicht aktiver FK zu erkennen. Ab ca. 700 Hz sind minimale Verstärkungsänderungen von ca. ± 1 dB gemessen worden. Diese können vernachlässigt werden.

Im Frequenzbereich 2300 Hz bis 3300 Hz ist eine Verstärkungsreduktion von maximal 2 dB zu erkennen.

Von ca. 3400 bis 4600 Hz ist eine Verstärkungszunahme von max. 4 dB gegenüber nicht aktiver FK zu erkennen. Die Zunahme ist durch die FK zu erklären, da hohe Frequenzen in diesen Frequenzbereich komprimiert werden, was zu einer Zunahme der Verstärkung führt.

Ab 4600 Hz wird eine massive Verstärkungsreduzierung von bis zu 34,4 dB bei $f = 6900$ Hz verzeichnet. Dieser Frequenzbereich wird zu tieferen Frequenzen komprimiert, sodass hier die Verstärkung abnimmt.

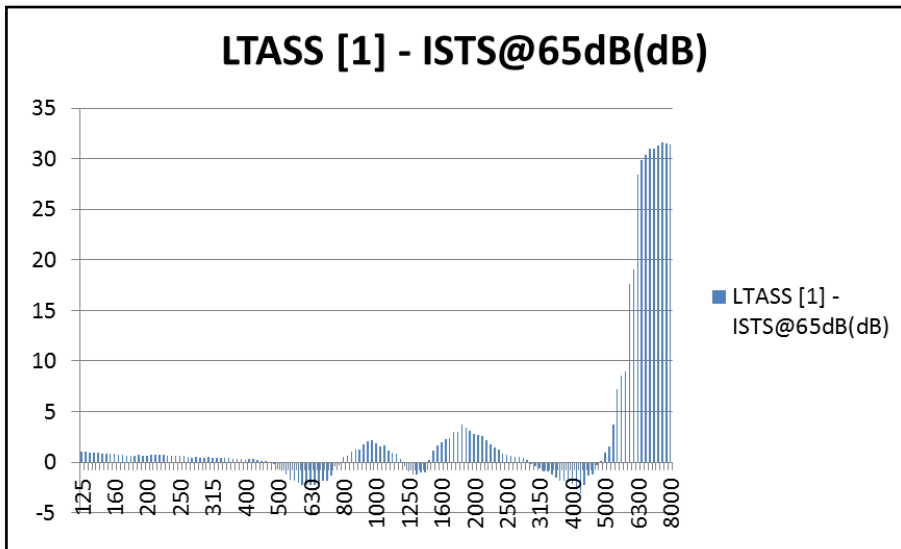


Abbildung 18:
Proband 1, rechtes HG

Rechtes Ohr:

Bis 500 Hz tritt keine Verstärkungsänderung auf. Zwischen 500 Hz und 700 Hz ist ein Verstärkungsanstieg von max. 2,3 dB mit aktiver FK zu erkennen. In den Bereichen um 900 Hz und um 2000 Hz ist eine Verstärkungsreduktion von maximal 3,7 dB gemessen worden. Durch die aktive FK ist eine massive Verstärkungsreduktion im Hochtonbereich ab 5000 Hz festzustellen, im Frequenzbereich um 4000 Hz ist als Folge ein Pegelanstieg von 3,1 dB in der Spitze gemessen worden.

Fazit:

Hier wirkt die Frequenzverschiebung vom Prinzip her so, wie man es erwarten würde. Jedoch sind die TF und das CV in dieser Form nicht mess- und überprüfbar.

6.2.2 Proband 2: Bds.: TF = 4,2 kHz, CV = 2,6:1

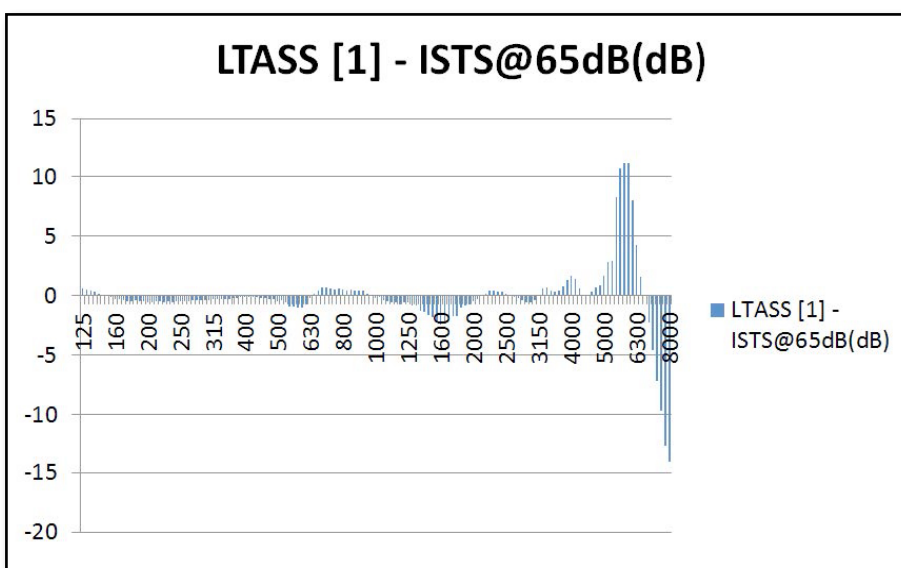


Abbildung 19:
Proband 2, linkes HG

Linkes Ohr:

Im Tieffrequenzbereich ist keine Verstärkungsänderung gemessen worden. Im Bereich um 1600 Hz ist bei aktiver FK ein Verstärkungsanstieg von 2,4 dB in der Spitze zu verzeichnen. Im Frequenzbereich 5 bis 6 kHz ist eine Verstärkungsreduzierung von bis zu 11,2 dB bei aktiver FK, jedoch ab 7 kHz ein deutlicher Verstärkungsanstieg von bis zu 14,1 dB erkennbar.

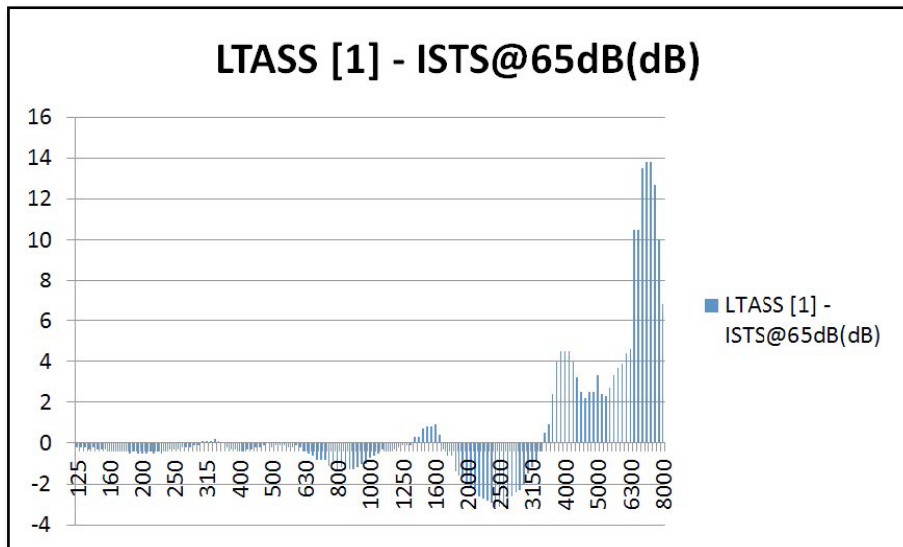


Abbildung 20:
Proband 2, rechtes HG

Rechtes Ohr:

Im Frequenzbereich bis 600 Hz ist keine Verstärkungsänderung gemessen worden. Um den Frequenzbereich von 800 Hz ist ein geringer Verstärkungsanstieg, um den Frequenzbereich von 2500 Hz ein Verstärkungsanstieg von bis zu 3,1 dB bei aktiver FK gemessen worden. Ab 3500 Hz ist die typische Verstärkungsreduktion im Hochtonbereich durch die aktive FK erkennbar.

Fazit:

Die aktive FK ist im Hochtonbereich klar erkennbar. Am linken Ohr wurde jedoch ein großer Verstärkungsanstieg ab 7 kHz gemessen, der sich nicht erklären lässt.

6.2.3 Proband 3: Bds.: TF = 4,3 kHz, CV = 2,7:1

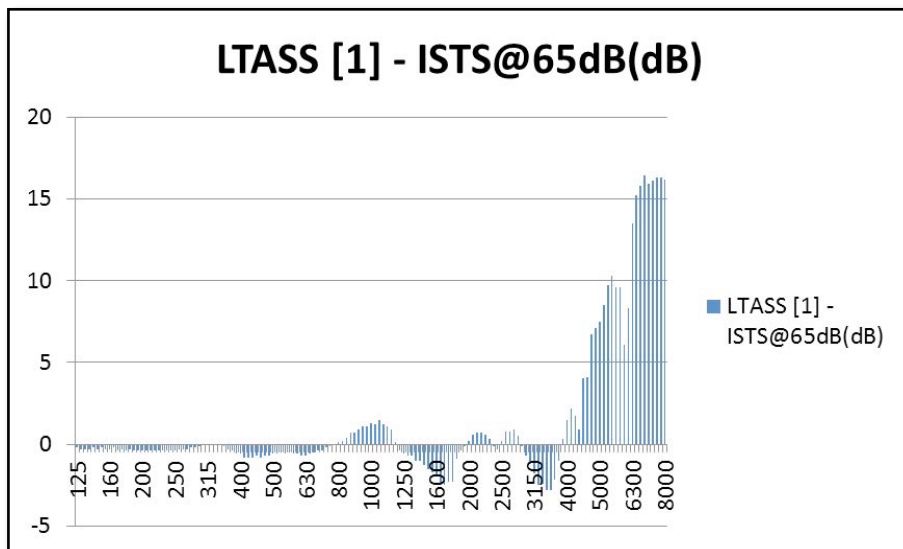


Abbildung 21:
Proband 3, linkes HG

Linkes HG:

Im Frequenzbereich bis 800 Hz ist keine Verstärkungsänderung gemessen worden. Um 1000 Hz ist eine vernachlässigbar kleine Verstärkungsreduktion gemessen worden. Um 1600 Hz und um 3300 Hz finden bei aktiver FK Verstärkungsanstiege von 2,5 dB in der Spitze statt. Im Hochtonbereich ab 4000 Hz erkennt man die Verstärkungsreduzierung von bis zu 16,4 dB bei aktiver FK.

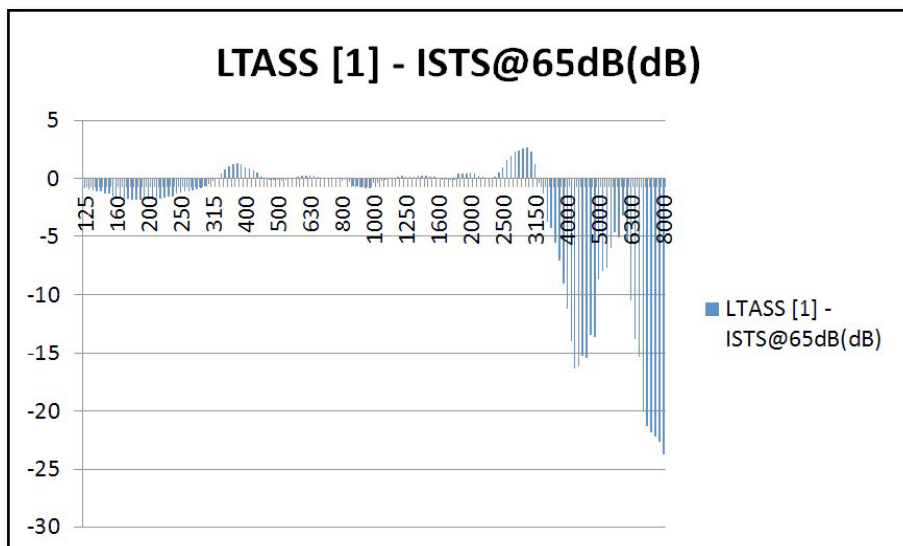


Abbildung 22:
Proband 3, rechtes HG

Rechtes HG:

Um die Frequenz 2700 Hz ist eine Verstärkungsreduktion zu erkennen. Ab 3400 Hz ist ein großer Verstärkungsanstieg mit einem Maximum von 23,7 dB bei aktiver FK gemessen worden.

Fazit:

Die zu erwartende Verstärkungsreduzierung im Hochtonbereich ist nur links messbar gewesen. Am rechten Ohr wurde sogar ein Verstärkungsanstieg bei aktiver FK gemessen.

6.2.4 Proband 4: Bds.: TF = 3,2 kHz, CV = 2,1:1

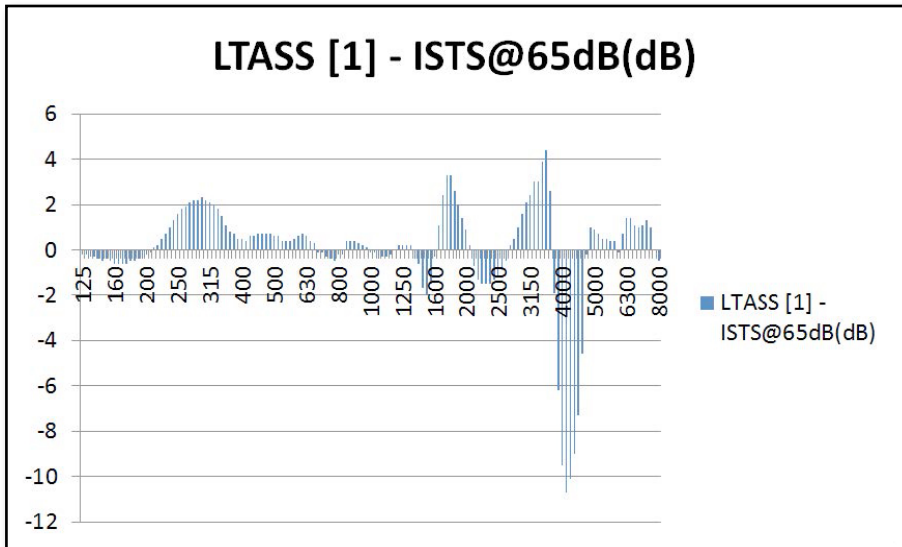


Abbildung 23:
Proband 4, linkes HG

Linkes HG:

Im Frequenzbereich um 300 Hz ist bei aktiver FK eine Verstärkungsreduzierung von bis zu 2,3 dB zu verzeichnen. Insgesamt ist der Kurvenverlauf der Pegelunterschiede zwischen aktiver und nicht aktiver FK unruhiger. Um 1700 Hz und 3300 Hz sind Verstärkungsreduktionen zu messen. Im Bereich 4000 Hz ist ein massiver Verstärkungsanstieg von bis zu 10,7 dB gemessen worden. Über 5000 Hz ist der Verstärkungsunterschied vernachlässigbar klein.

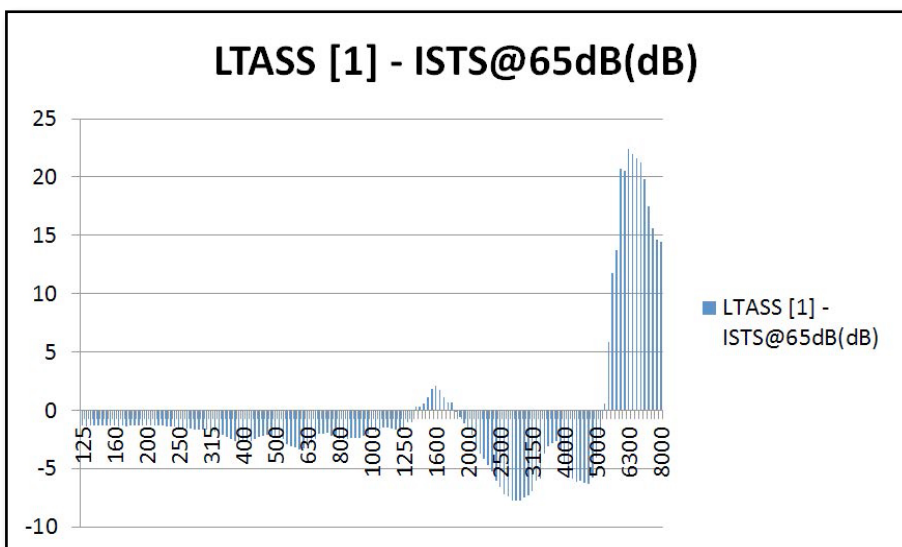


Abbildung 24:
Proband 4, rechtes HG

Rechtes HG:

Bis 2000 Hz ist zwischen aktiver und nicht aktiver FK keine Verstärkungsänderung messbar. Ab 2000 Hz ist bei aktiver FK ein Verstärkungsanstieg gemessen worden. Das Maximum liegt bei 7,7 dB. Ab 5500 Hz ist die charakteristische Verstärkungsreduzierung durch die FK erkennbar.

Fazit:

Am linken HG wurde ein nicht zu erwartender Verstärkungsanstieg bei 4000 Hz gemessen. Durch die aktive FK wäre eher von einer Verstärkungsreduktion im Hochtonbereich auszugehen.

Bei dem rechten HG wurde der Hochtonbereich zu tieferen Frequenzen komprimiert, sodass erst ein Verstärkungsanstieg bei 2000 Hz bis 5000 Hz und ab 5500 Hz eine Verstärkungsreduzierung auftraten.

6.2.5 Proband 5: Bds.: TF = 3,9 kHz, CV = 2,5:1

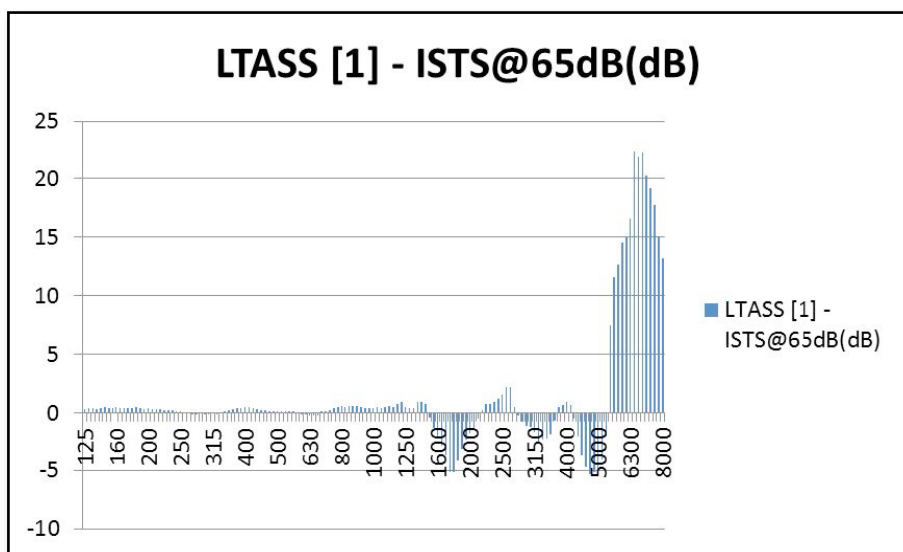


Abbildung 25:
Proband 5, linkes HG

Linkes HG:

Bis 1600 Hz ist kein Verstärkungsunterschied der beiden Einstellungen gemessen worden. Um die Frequenzen 1700 Hz und 4800 Hz sind Verstärkungszunahmen bei aktiver FK von bis zu 5,1 dB zu erkennen. Ab 5500 Hz ist die charakteristische Verstärkungsreduzierung bei aktiver FK gemessen worden. Ihr Maximum liegt bei 22,3 dB.

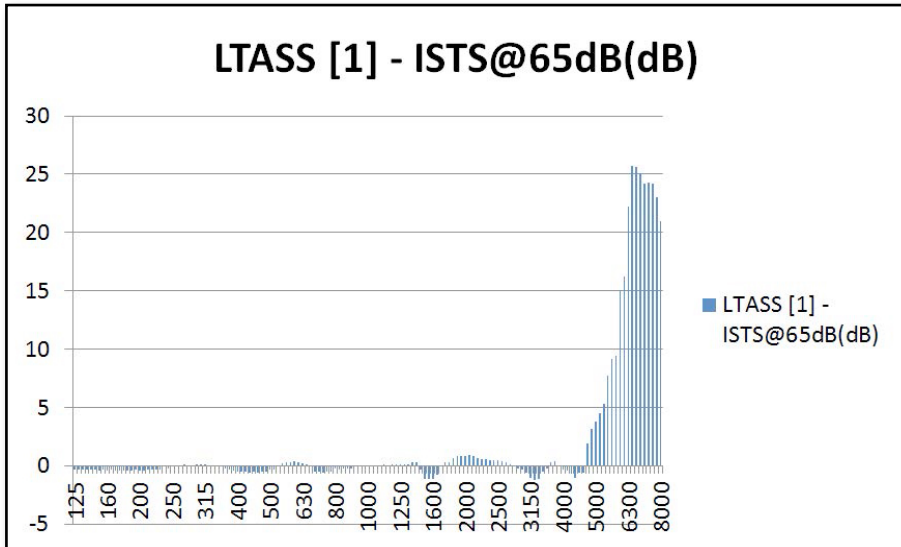


Abbildung 26:
Proband 5, rechtes HG

Rechtes HG:

Bis 4700 Hz sind keine Verstärkungsunterschiede zwischen den beiden Einstellungen gemessen worden. Ab 4700 Hz sinkt die Verstärkung bei aktiver FK ab und hat das Maximum der Reduzierung bei 25,7 dB.

Fazit:

An beiden HG wurde die Verstärkungsreduzierung im Hochtonbereich bei aktiver FK gemessen. Der Kurvenverlauf entspricht den Erwartungen.

6.2.6 Proband 6: Bds.: TF = 3,4 kHz, CV = 2,2:1

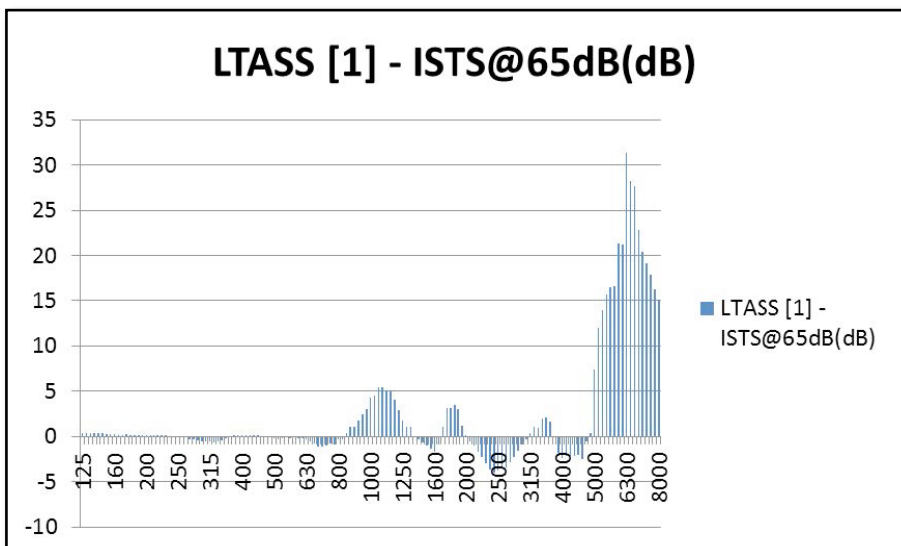


Abbildung 27:
Proband 6, linkes HG

Linkes HG:

In den Frequenzbereichen um 1100 Hz und 1700 Hz ist eine Verstärkungsreduzierung bei aktiver FK von bis zu 5,5 dB zu erkennen. Im Frequenzbereich um 2500 Hz steigt die Verstärkung um bis zu 4 dB an. Im Hochtonbereich ab 5000 Hz sinkt die Verstärkung um bis zu 31,3 dB.

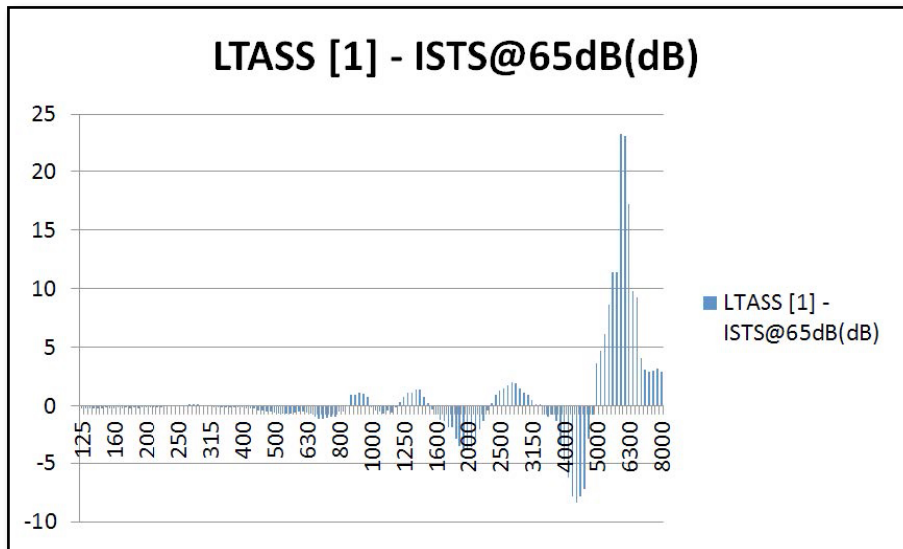


Abbildung 28:
Proband 6, rechtes HG

Rechtes HG:

Bis 1600 Hz ändert sich die Verstärkung bei aktiver und nicht aktiver FK nicht. Um die Frequenzen 2000 Hz und 4500 Hz steigt die Verstärkung bei aktiver FK um bis zu 8,4 dB an. Ab 5000 Hz sinkt die Verstärkung deutlich ab, im Maximum um 23,3 dB.

Fazit:

In beiden HG ist die Wirkungsweise der FK im Hochtonbereich gut zu erkennen. Die Verstärkung sinkt im hochfrequenten Bereich bei aktiver FK deutlich.

6.2.7 Proband 7: Bds.: TF = 4,5 kHz, CV = 2,8:1

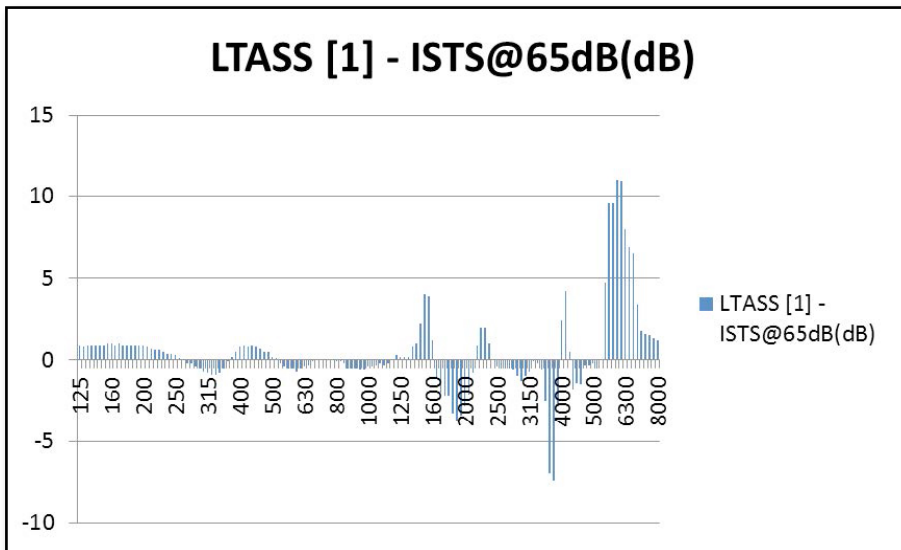


Abbildung 29:
Proband 7, linkes HG

Linkes HG:

Bis 1400 Hz bleibt die Verstärkung in beiden Einstellungen gleich. Um 1500 Hz nimmt die Verstärkung bei aktiver FK um bis zu 4 dB ab, im Frequenzbereich um 1800 Hz ist ein Verstärkungsanstieg von bis zu 3,8 dB gemessen worden. Bei 3600 Hz ist die Verstärkungszunahme bei 7 dB, ab 5500 Hz ist eine Verstärkungsreduzierung von bis zu 11 dB messbar.

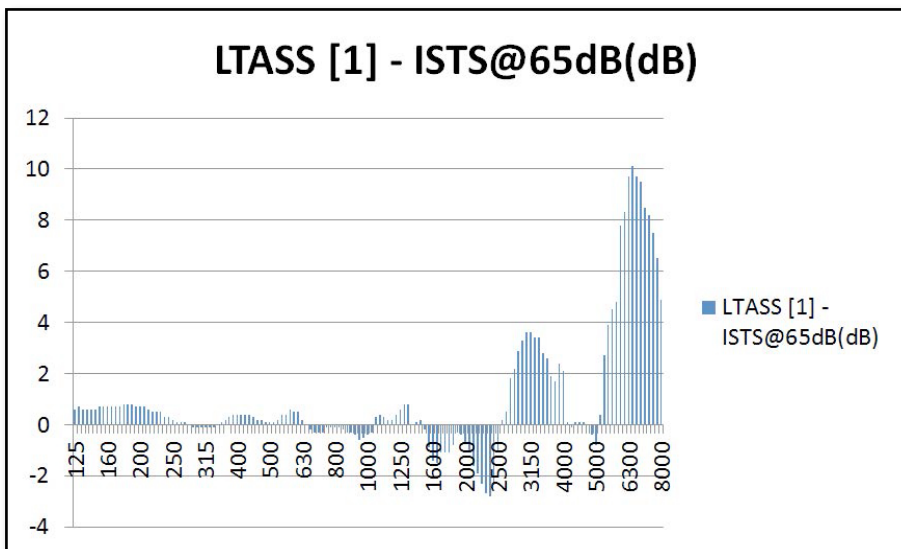


Abbildung 30:
Proband 7, rechtes HG

Rechtes HG:

Bis 1600 Hz bleibt die Verstärkung in beiden HG-Einstellungen gleich. Im Frequenzbereich von 2300 Hz nimmt die Verstärkung um bis zu 2,8 dB zu. Im Bereich um 3200 Hz sinkt die Verstärkung bei aktiver FK um bis zu 3,6 dB. Im Hochtonbereich ab 5300 Hz nimmt die Verstärkung deutlich ab. Der maximale Verstärkungsunterschied wird mit 10,1 dB gemessen.

Fazit:

Die Verstärkungsreduzierung ab 5000 Hz bei aktiver FK ist bei beiden HG gut zu erkennen.

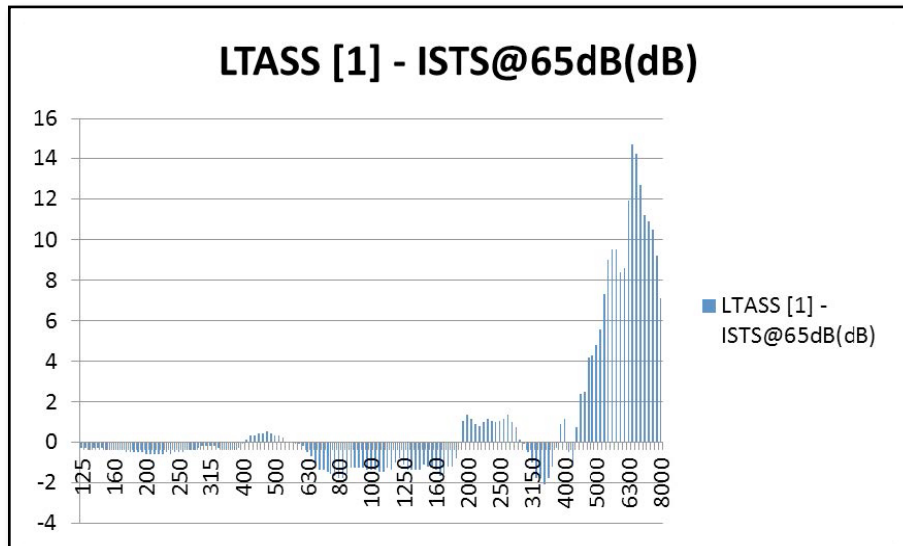
6.2.8 Proband 8: Bds.: TF = 4,3 kHz, CV = 2,7:1

Abbildung 31:
Proband 8, linkes HG

Linkes HG:

Im Tief- und Mittelfrequenzbereich bleibt die Verstärkung bei aktiver und nicht aktiver FK beinahe gleich. Um die Frequenz 3200 Hz wird ein geringer Verstärkungsanstieg von maximal 2,1 dB gemessen. Ab 4500 Hz sinkt die Verstärkung bei aktiver FK in der Spitze um 14,7 dB.

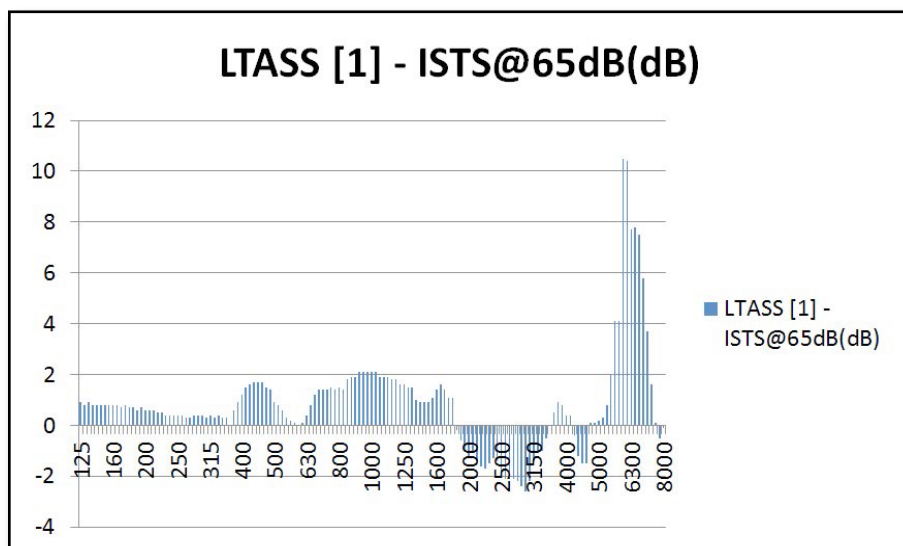


Abbildung 32:
Proband 8, rechtes HG

Rechtes HG:

Im Frequenzbereich zwischen 400 Hz bis 1700 Hz ist eine geringe Verstärkungsreduzierung bei aktiver FK zu messen. Im Bereich von 2700 Hz steigt die Verstärkung um maximal

2,4 dB an. Die Verstärkung des hochfrequenten Bereiches ab 5300 Hz wird bei aktiver FK um maximal 10,5 dB reduziert.

Fazit:

Die Verstärkungsreduktion im Hochtonbereich bei aktiver FK ist gut zu erkennen.

6.2.9 Proband 9: Bds.: TF = 4,4 kHz, CV = 2,7:1

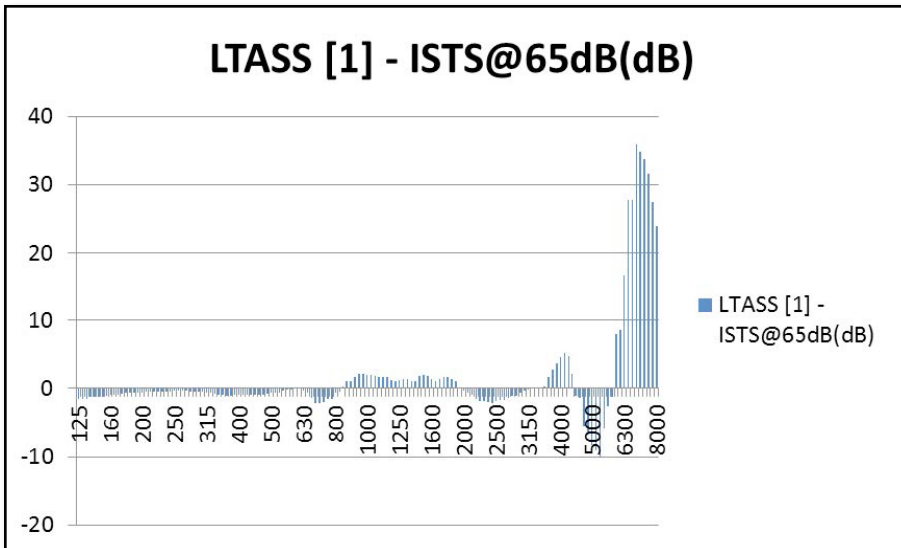


Abbildung 33:
Proband 9, linkes HG

Linkes HG:

Bis 3700 Hz bleibt die Verstärkung in beiden HG-Einstellungen nahezu unverändert. Im Frequenzbereich um 4000 Hz sinkt die Verstärkung um bis zu 5,2 dB. Im Bereich von 5000 Hz ist ein Verstärkungsanstieg von bis zu 10,1 dB zu erkennen. Ab 6000 Hz ist eine massive Verstärkungsreduktion von bis zu 35,8 dB zu messen.

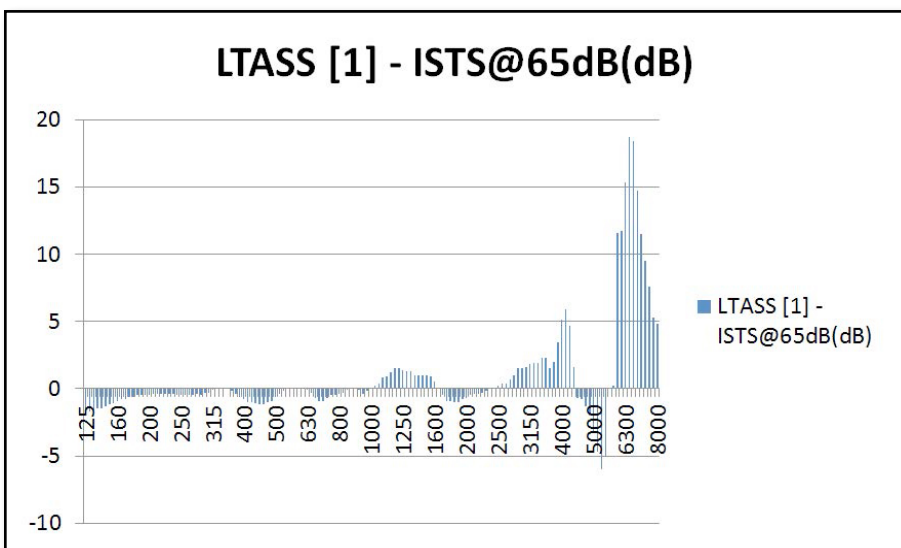


Abbildung 34:
Proband 9, rechtes HG

Rechtes HG:

Im tief- und mittelfrequenten Bereich ändert sich die Verstärkung in den beiden HG-Einstellungen kaum. Zwischen 3000 Hz und 4200 Hz sinkt die Verstärkung bei aktiver FK um bis zu 5,9 dB. Im Frequenzbereich von 5000 Hz steigt die Verstärkung in der Spitze um 6 dB an. Im Hochtonbereich ab 6000 Hz sinkt die Verstärkung bei aktiver FK um bis zu 18,6 dB.

Fazit:

Die Wirkungsweise der aktiven FK gegenüber nicht aktiver FK ist in beiden Diagrammen gut zu erkennen. Die Verstärkung wird bei hohen Frequenzen deutlich reduziert.

6.3 Gesamtfazit der Perzentilanalyse

Insgesamt wurde die Funktionsweise der FK an 18 typgleichen Hörsystemen in individueller First Fit-Einstellung am Probandenohr überprüft. Dabei konnte bei 15 Hörsystemen eine deutliche Verstärkungsreduktion im Hochtonbereich bei aktiver FK gegenüber nicht aktiver FK gemessen werden.

Bei drei Messungen (Proband 2: links, Proband 3: rechts, Proband 4: links) wurde ein großer Verstärkungsanstieg bei aktiver FK im Hochtonbereich gemessen. Eine dieser Messungen wies im Hochtonbereich keinerlei Verstärkungsreduktion auf (Proband 3: rechtes HG). Die beiden anderen Messungen weisen zwar Verstärkungsreduktionen auf, jedoch nicht bei den höchsten Frequenzen, sondern um 3150 Hz (Proband 4: linkes HG) bzw. 5500 Hz (Proband 2: linkes HG).

In 14 Messungen wurde bei aktiver FK neben der Verstärkungsreduktion im Hochtonbereich im benachbarten, tieferen Frequenzbereich ein Verstärkungsanstieg gemessen. Dieser Anstieg könnte durch die aktive FK in diesen Frequenzbereich zustande kommen (siehe z. B. Proband 9: linkes HG, $f = 5000$ Hz, 10 dB).

Die Verstärkungsunterschiede der beiden HG-Einstellungen am individuellen Probandenohr unterliegen großen Schwankungen. Im Tieffrequenzbereich sind die Unterschiede z. T. nicht messbar oder minimal, sodass sie vernachlässigbar sind (siehe z. B. Proband 5: rechtes HG), erreichen jedoch z. T. Werte von wenigen dB (siehe z. B. Proband 8: rechtes HG, Proband 4: linkes und rechtes HG).

Im relevanten Hochtonbereich, in dem die FK wirken soll, schwanken die Verstärkungsunterschiede zwischen beiden HG-Einstellungen um bis zu 31,4 dB. Als Minimalwert ist 4,4 dB bei $f = 3550$ Hz (Proband 4: linkes HG) und als Maximalwert 35,8 dB bei $f = 6900$ Hz (siehe Proband 9: linkes HG) zu nennen.

Verstärkungsunterschiede in den mittleren Frequenzen, entfernt von der in der Software angegebenen TF, sind ebenso bei mehreren Probanden messbar. Diese Messunterschiede schwanken zwischen nicht messbar und mehreren dB (siehe Proband 5: linkes HG, $f = 1,6$ kHz, Proband 6: linkes HG, $f = 1$ kHz).

Diese Verstärkungsunterschiede können die Folge von Messfehlern oder -ungenauigkeiten durch die In-situ-Anlage und/oder von Umgebungslärm im Messraum sein.

Zum Teil lässt sich die TF anhand des Übergangs von der Verstärkungsreduzierung im Hochtonbereich zum Verstärkungsanstieg des benachbarten Frequenzbereiches erahnen. Diese kann man z. B. am Probanden 1, linkes HG, im Bereich 3,8 kHz vermuten.

Eine gesicherte Aussage über die Übereinstimmung von angegebener TF in der Software und aktiv wirkender TF im HG ist anhand dieser Messung jedoch nicht möglich.

6.4 Auswertung des Fragebogens

Der Fragebogen besteht aus sechs unterschiedlichen Fragen, die das spontane, subjektive Empfinden des Hörsystemträgers anhand verschiedener Kriterien darstellen sollen. Dazu werden dem Probanden jeweils in beiden HG-Einstellungen verschiedene Klangbeispiele dargeboten. Die Kriterien sind „Klang“, „Natürlichkeit“, „Lautstärke“, „Sprachverständlichkeit“.

Die Klangbeispiele werden in beiden HG-Einstellungen dargeboten.

Anschließend soll der Proband jedes Klangbeispiel bewerten.

Die Reihenfolge der beiden HG-Einstellungen wird von Frage zu Frage randomisiert eingestellt, um die Messergebnisse nicht durch eine mögliche Voreingenommenheit des Probanden zu verfälschen. Der Proband weiß nicht, in welcher HG-Einstellung sich das Hörsystem befindet.

Die Bewertungsskala des Fragebogens besteht aus fünf Antwortmöglichkeiten, aus denen der Proband in beiden HG-Einstellungen jeweils eine auswählen soll:

„Sehr natürlich“, „Natürlich“, „Neutral“, „Unnatürlich“, „Sehr unnatürlich“ bzw.

„Sehr leise“, „Leise“, „Mittel“, „Laut“, „Sehr laut“

Die Verteilung der gegebenen Antworten wird anhand der Säulendiagramme dargestellt und ausgewertet.

Auf der Abszissenachse werden die Antwortmöglichkeiten, auf der Ordinatenachse die Häufigkeit der Antworten dargestellt. Die blauen Balken zeigen die Bewertungen bei nicht aktiver FK, die roten Balken die Bewertungen bei aktiver FK.

Ab einer oder mehr unterschiedlichen Antworten bzw. Gewichtungen in der Bewertungsskala zwischen beiden HG-Einstellungen kann eine Aussage über eine subjektive Verbesserung bzw. Verschlechterung der FK getroffen werden.

Frage 1: Wie klingt Ihre eigene Stimme?

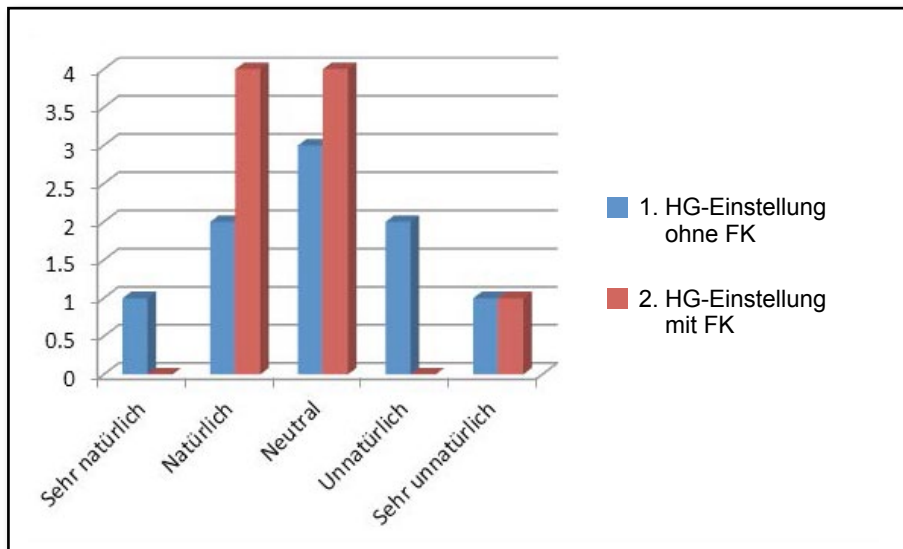


Abbildung 35: Frage 1

Auswertung Frage 1 (Abb. 35):

Der Klang der eigenen Stimme wurde von neun Probanden in beiden HG-Einstellungen bewertet. Bei nicht aktiver FK ist die Verteilung der Antworten gemäß einer Gaußschen Normalverteilung.

Bei aktiver FK gaben je vier Probanden die Bewertung „Natürlich“ bzw. „Neutral“, einer bewertete den Klang der eigenen Stimme als „Sehr unnatürlich“.

Fazit: Bei aktiver FK wurde die eigene Stimme von mehr Probanden als „Natürlich“ bzw. „Sehr natürlich“ empfunden (4 Stimmen) als bei nicht aktiver FK (3 Stimmen). Bei nicht aktiver FK gaben drei Probanden die Empfindung „Unnatürlich“ bzw. „Sehr unnatürlich“ an, bei aktiver FK nur ein Proband.

Die eigene Stimme wird somit bei aktiver FK als natürlicher empfunden.

Frage 2: Wie empfinden Sie die Natürlichkeit der Klangbeispiele?

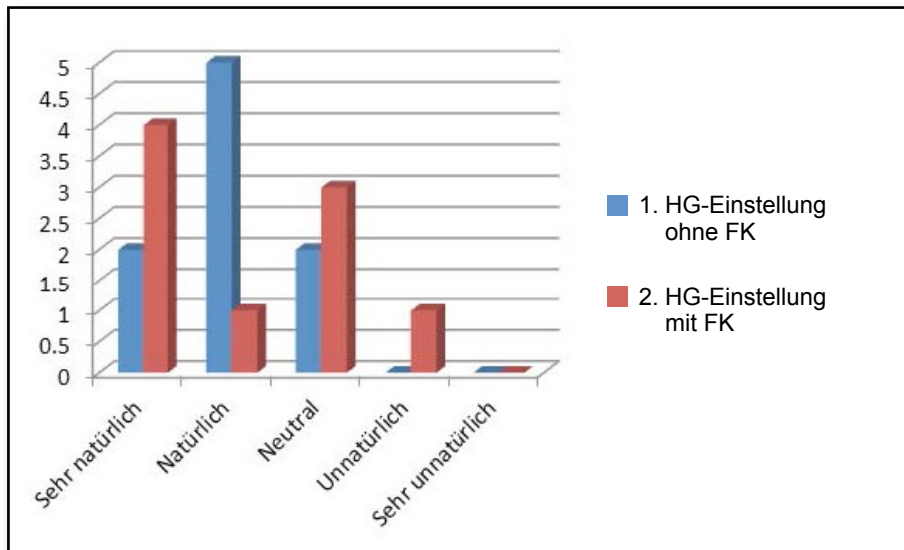


Abbildung 36: Frage 2: Musikorchester

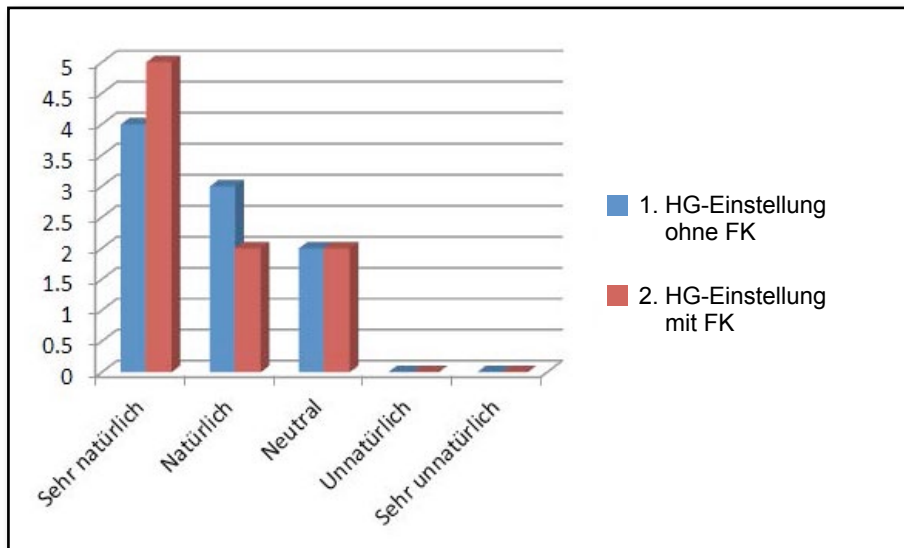


Abbildung 37: Frage 2: Vogelgezwitscher

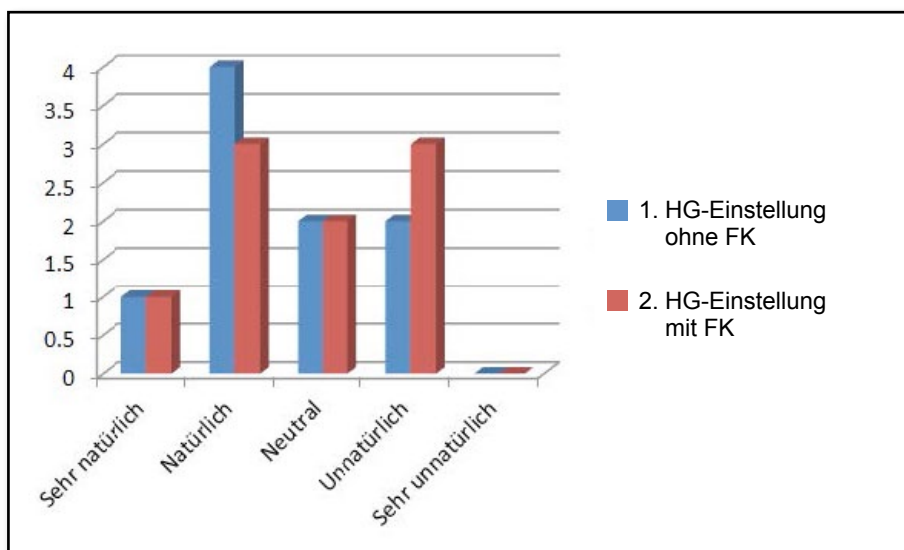


Abbildung 38: Frage 2: Klimpern mit Schlüsselbund

Auswertung Frage 2 (Abb. 36, 37, 38):

Musikorchester (Abb. 36): Die Natürlichkeit des Klangbeispiels „Musikorchester“, welches über die gesamte Frequenzbandbreite wirkt, wurde bei nicht aktiver FK von sieben Probanden als „Sehr natürlich“ bzw. „Natürlich“ und von zwei Probanden als „Neutral“ bewertet.

Bei aktiver FK bewerteten fünf Probanden das Musikorchester als „Sehr natürlich“ bzw. „Natürlich“. Drei Probanden bewerteten das Klangbeispiel mit „Neutral“, einer als „Unnatürlich“.

Fazit: Insgesamt wurde die Musik bei nicht aktiver FK als natürlicher bewertet.

Vogelgezwitscher (Abb. 37): Das hochfrequente Vogelgezwitscher wurde von den Probanden in beiden HG-Einstellungen mehrheitlich als „Sehr natürlich“ oder „Natürlich“ bewertet. Jeweils sieben Probanden gaben eine dieser Antworten in beiden HG-Einstellungen. Zwei Probanden gaben in beiden HG-Einstellungen die Antwort „Neutral“.

Bei aktiver FK erhielt die Kategorie „Sehr Natürlich“ eine Antwort mehr als bei nicht aktiver FK.

Fazit: Insgesamt sind beide Einstellungen sehr ähnlich bewertet worden. Die Natürlichkeit wurde bei aktiver FK etwas besser bewertet. Eine deutliche Verbesserung der Natürlichkeit des Klanges durch die aktive FK, die in diesem relevanten Frequenzbereich wirken soll, lässt sich jedoch nicht feststellen.

Schlüsselbund (Abb. 38): Das Klimpern des Schlüsselbundes empfanden bei nicht aktiver FK fünf Probanden als „Sehr natürlich“ bzw. „Natürlich“. Je zwei Probanden bewerteten das Klangbeispiel mit „Neutral“ und „Unnatürlich“.

Bei aktiver FK bewerteten vier Probanden das Klangbeispiel mit „Sehr natürlich“ bzw. „Natürlich“. Zwei Probanden gaben die Antwort „Neutral“, drei „Sehr unnatürlich“.

Fazit: Beide HG-Einstellungen wurden sehr ähnlich bewertet.

Bei nicht aktiver FK wurde die Natürlichkeit etwas besser bewertet (eine Antwort). Da sich hier der Unterschied nicht bei benachbarten Kategorien, sondern von „Natürlich“ zu „Unnatürlich“ darstellt, lässt sich hier eine Verschlechterung durch die aktive FK ermitteln.

Frage 3: Wie empfinden Sie die Lautstärke der Klangbeispiele?

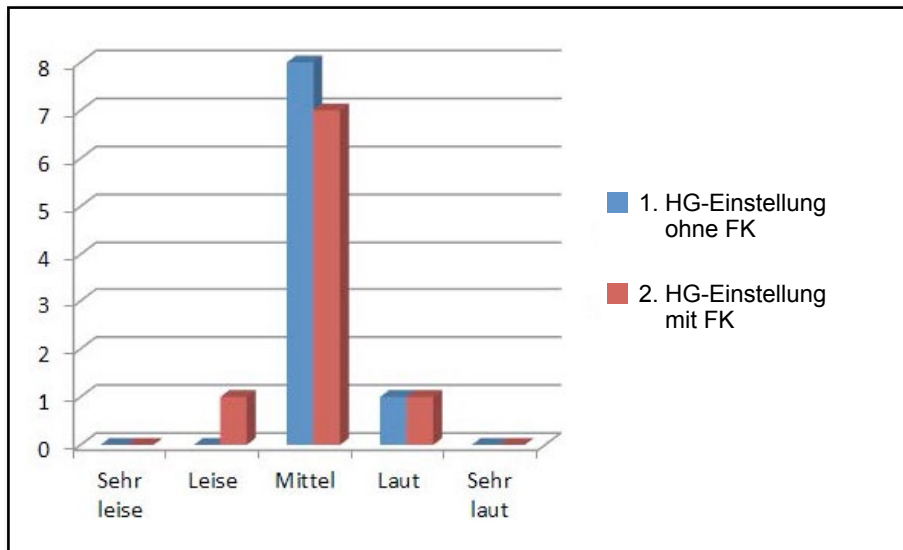


Abbildung 39: Frage 3: Musikorchester

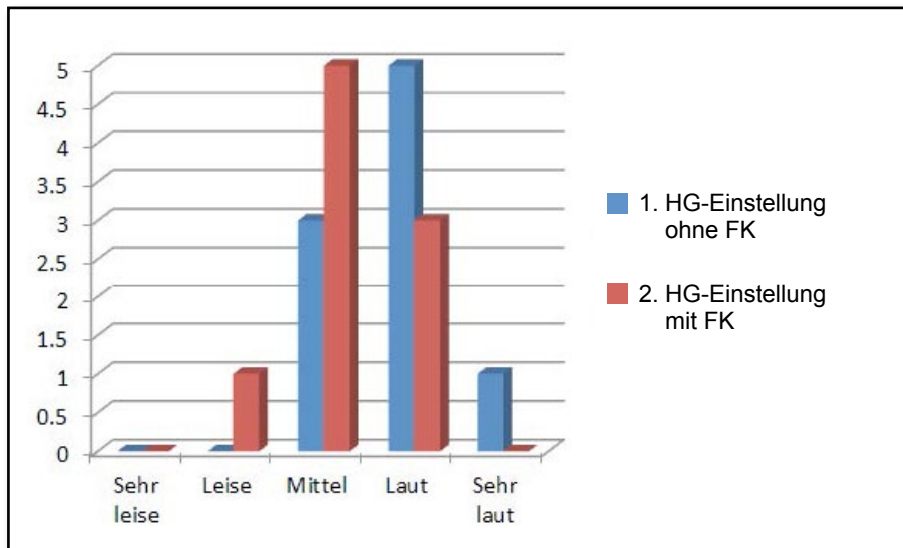


Abbildung 40: Frage 3: Vogelgezwitscher

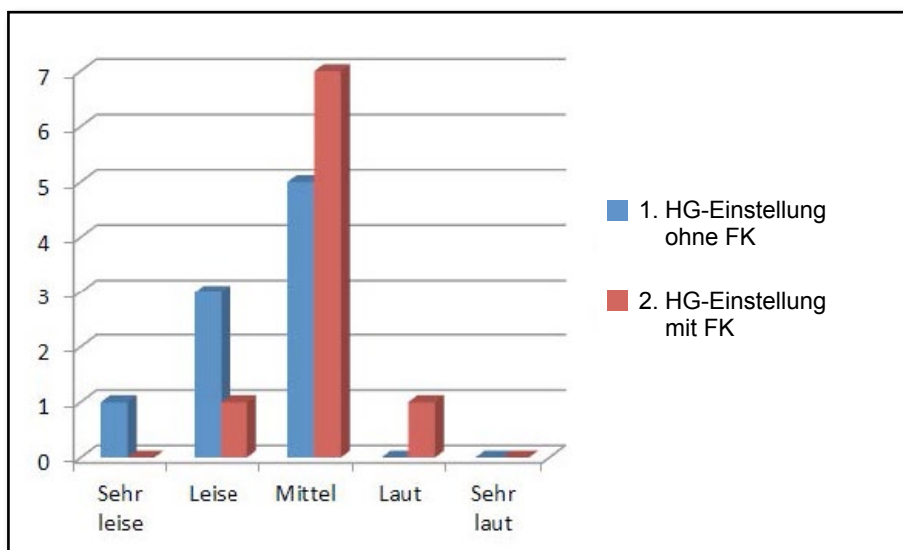


Abbildung 41: Frage 3: Klimpern mit Schlüsselbund

Auswertung Frage 3 (Abb. 39, 40, 41):

Musikorchester (Abb. 39): Die Lautstärke wird in beiden HG-Einstellungen mehrheitlich als „Mittel“ empfunden. Bei nicht aktiver FK stimmten acht Probanden, bei aktiver FK sieben Probanden für diese Kategorie. Je eine Antwort erhielten „Leise“ und „Laut“.

Fazit: Die Lautstärke des Klangbeispiels änderte sich subjektiv nur minimal und wird bei aktiver FK etwas leiser wahrgenommen.

Vogelgezwitscher (Abb. 40): Das hochfrequente Vogelgezwitscher wurde bei nicht aktiver FK von „Mittel“ bis „Sehr laut“ bewertet. Sechs Probanden empfanden es als „Laut“ oder „Sehr laut“.

Bei aktiver FK stimmten die Probanden von „Leise“ bis „Laut“. Nur drei Probanden bewerteten die Lautstärke mit „Laut“. Fünf Probanden empfanden das Klangbeispiel als „Mittel“.

Fazit: Die subjektive Lautstärke ändert sich zwischen beiden HG-Einstellungen. Bei aktiver FK wird die Lautstärke subjektiv kleiner.

Schlüsselbund (Abb. 41): Das Klimpern des Schlüsselbundes wurde bei nicht aktiver FK von „Sehr leise“ bis „Mittel“ bewertet. Vier Antworten wurden den Kategorien „Sehr leise“ und „Leise“ gegeben.

Bei aktiver FK bewertete nur ein Proband die Lautstärke mit „Leise“. Die gleiche Antwortanzahl erhielt die Kategorie „Laut“. Sieben Probanden bewerteten die Lautstärke mit „Mittel“.

Fazit: Die Lautstärke wird subjektiv bei aktiver FK als lauter empfunden.

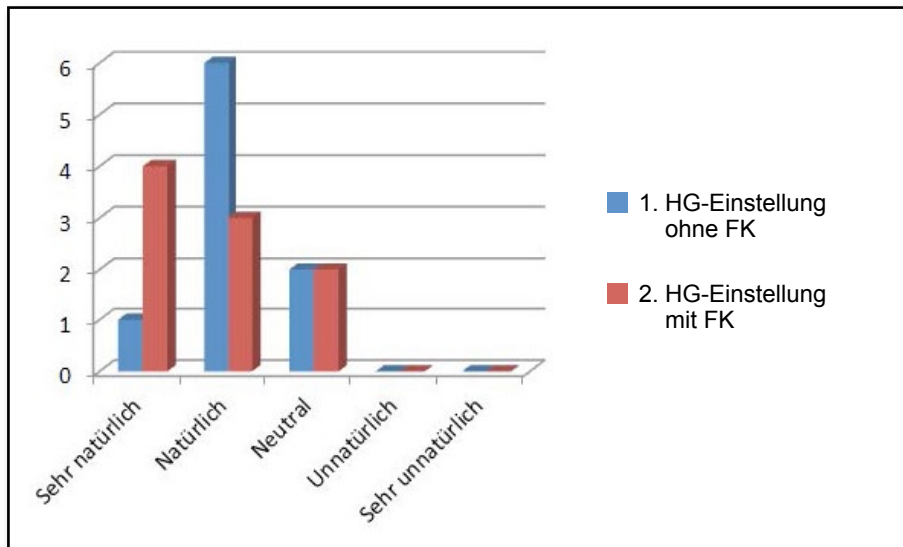
Frage 4: Wie empfinden Sie die Natürlichkeit der Sprache?

Abbildung 42: Frage 4

Auswertung Frage 4 (Abb. 42):

Die Natürlichkeit der Sprache empfinden bei nicht aktiver FK sieben Probanden als „Sehr natürlich“ (eine Antwort) oder „Natürlich“ (sechs Antworten). Zwei bewerteten die Frage mit „Neutral“.

Bei aktiver FK gaben ebenso sieben Probanden an, die Sprache als „Sehr natürlich“ (vier Antworten) oder als „Natürlich“ wahrzunehmen. Zwei bewerteten die Frage mit „Neutral“.

Fazit: Bei aktiver FK wird die Natürlichkeit besser bewertet, da in dieser HG-Einstellung vier Probanden die Kategorie „Sehr natürlich“ wählten gegenüber der nicht aktiven FK, in der nur eine Antwort in diese Kategorie fiel.

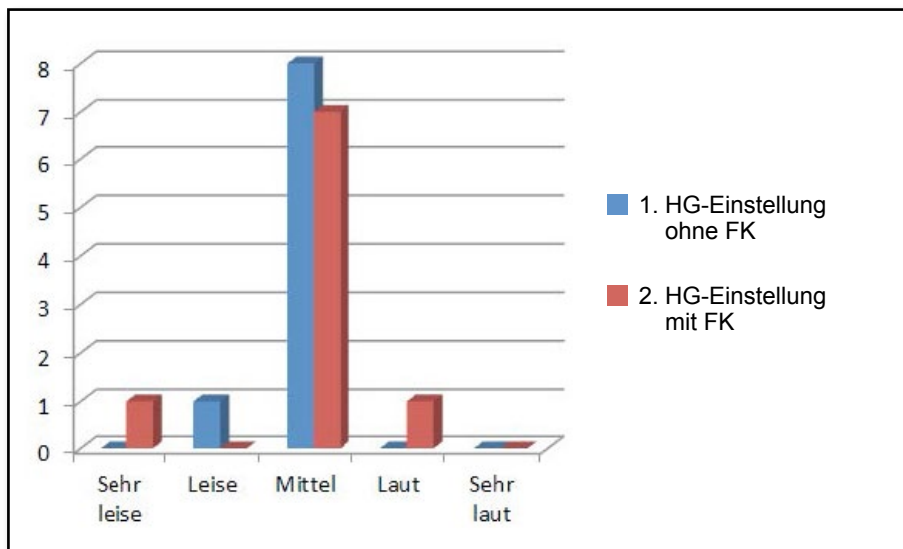
Frage 5: Wie empfinden Sie die Lautstärke der Sprache?

Abbildung 43: Frage 5

Auswertung Frage 5 (Abb. 43):

Die Lautstärke wird in beiden HG-Einstellungen ähnlich bewertet. Die meisten Probanden empfanden die Lautstärke als „Mittel“. Bei nicht aktiver FK wählten acht Probanden diese Antworten, bei aktiver FK sieben Probanden.

Bei aktiver FK wurden je einmal die Kategorien „Sehr leise“ und „Laut“ gewählt.

Fazit: Die Lautstärke der Sprache ändert sich durch die aktive FK subjektiv nicht.

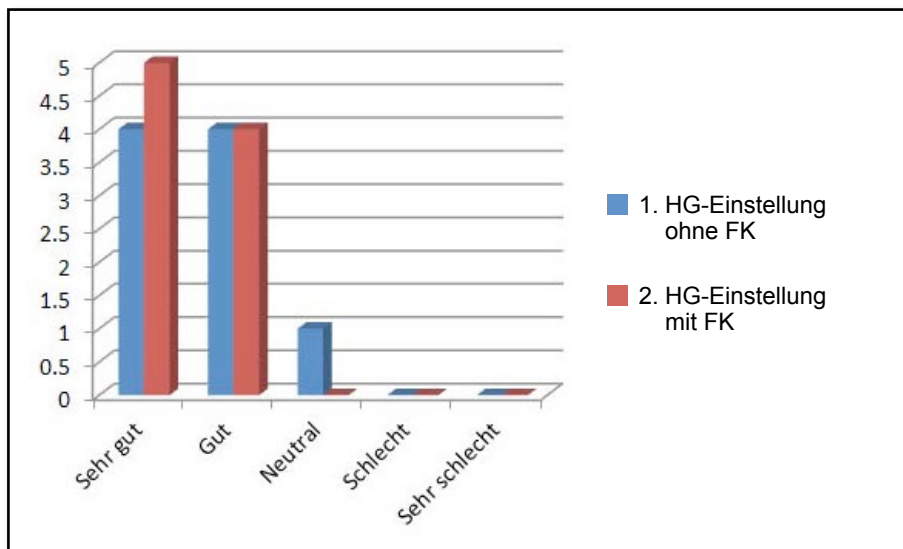
Frage 6: Wie empfinden Sie die Sprachverständlichkeit?

Abbildung 44: Frage 6

Auswertung Frage 6 (Abb. 44):

Die Sprachverständlichkeit bewerteten bei nicht aktiver FK acht Probanden als „Sehr gut“ bzw. „Gut“. Eine Antwort wurde der Kategorie „Neutral“ zugeordnet.

In der HG-Einstellung mit der aktiven FK bewerteten alle neun Probanden die Sprachverständlichkeit mit „Sehr gut“ oder „Gut“.

Fazit: Die Sprachverständlichkeit wurde bei aktiver FK besser bewertet.

6.5 Messergebnisse des AAST

Proband 1:

Messung ohne FK: SVS = -13,5 dB

Messung mit FK: SVS = -12,5 dB

Ergebnis: Verschlechterung

Proband 2:

Messung SVS = -10,5 dB

Messung SVS = -12,5 dB

Messungen sind im Nachhinein nicht mehr zuzuordnen.

Proband 3:

Messung ohne FK: SVS = -14 dB

Messung mit FK: SVS = -13,5 dB

Ergebnis: Verschlechterung

Proband 4:

Messung ohne FK: SVS = -11,5 dB

Messung mit FK: SVS = -12,5 dB

Ergebnis: Verbesserung

Proband 5:

Messung ohne FK: SVS = -12,5 dB

Messung mit FK: SVS = -14,5 dB

Ergebnis: Verbesserung

Proband 6:

Messung ohne FK: SVS = -12,5 dB

Messung mit FK: SVS = -10,5 dB

Ergebnis: Verschlechterung

Proband 7:

Keine Messung möglich wegen technischer Probleme!

Proband 8:

Keine Messung möglich wegen technischer Probleme!

Proband 9:

Messung ohne FK: SVS = -13,5 dB

Messung mit FK: SVS = -10,5 dB

Ergebnis: Verschlechterung

6.5.1 Auswertung des AAST

Insgesamt können die Messungen der SVS bei sechs Probanden ausgewertet werden.

Dabei wurde durch die aktive FK bei vier Probanden (Proband 1, 3, 6, 9) eine Verschlechterung der SVS gemessen, zwei Probanden (Proband 4 und 5) verstanden die Mehrsilber im Rauschen mit aktiver FK besser.

Dabei liegen die SVS-Unterschiede zwischen 0,5 dB und 3 dB.

Eine Verbesserung der SVS um ein dB führt bereits zu einer Diskriminationsverbesserung von 15 bis 17 %. Somit stellen Messunterschiede der SVS von 1 bis 3 dB eine deutliche Verbesserung/Verschlechterung dar.

6.6 Mögliche Fehlerquellen, Messungenauigkeiten, Störfaktoren

- Verrutschen oder Abklemmen des In-situ-Sondenschlauches durch das Einsetzen der Otoplastik
- Störschall durch Aktivität der Computer, Messanlagen (Lüfterrauschen) und der Probanden/Personen im Messraum
- Messungenauigkeiten der In-situ-Messanlage bei $f < 300$ Hz und $f > 5000$ Hz
- Messungenauigkeiten und -fehler durch erreichte Leistungsgrenze der Verstärkung der Hörsysteme im Hochtonbereich

7. Fazit

7.1 Auswahl der Probanden

Bei der Auswahl der Probanden gestaltete sich die Einhaltung aller im Vorfeld definierten Probanden-Kriterien als schwierig und häufig nicht erfüllbar. Das lag zum einen an den mangelnden Informationen bzgl. ihrer jeweiligen Hörsystemversorgung, sodass Probanden mit den zu testenden Herstellern als Eigengeräte wegen der möglichen Habituation nicht von vornherein aussortiert werden konnten, sondern erst durch die Kontaktaufnahme Klarheit erzielt wurde. Zum anderen waren viele Audiogramme veraltet oder enthielten augenscheinlich Messungenauigkeiten, was eine Auswahl aufgrund des Hörvermögens ebenso erschwerte. Manche Probanden erfüllten das gewünschte Hörvermögen nur monaural. Da die gewünschte Anzahl von 15 bis 20 Probanden so nicht erreicht werden konnte, mussten die Kriterien geändert und angepasst werden. Trotzdem konnten letztlich nur zehn Probanden ausgewählt werden, von denen einer als Test-Proband für einen Übungsdurchlauf eingeladen wurde und somit nicht in die Statistiken und Auswertungen einfließt.

7.2 Auswertung der Messbox-Messungen

Die Wirkungsweise der FK, dass der Hochtonbereich bei aktiver FK reduziert wird, konnte messtechnisch sowohl in der Messbox als auch am individuellen Probandenohr durch die Perzentilanalyse ermittelt werden. Ein Verstärkungsanstieg des benachbarten, tieferen Frequenzbereiches, in den die hohen Frequenzen komprimiert werden sollen und der dadurch an Verstärkung zunehmen müsste, konnte nicht signifikant gemessen werden. Nur bei vereinzelt Messungen war ein leichter Verstärkungsanstieg von wenigen dB zu erkennen. Oberhalb der angegebenen Trennfrequenz wurde messtechnisch die Verstärkungsreduktion bei aktiver FK gemessen, diese Reduktion war jedoch häufig erst ab einer höheren Frequenz als angegeben messtechnisch nachweisbar.

Zukünftig wäre eine genauere Überprüfung der Einhaltung der angegebenen TF und, falls möglich, auch des Kompressionsverhältnisses wünschenswert. Hierbei sind das bisherige Messverfahren und die Darstellungsart der Messergebnisse nicht geeignet und müssten neu ausgearbeitet werden.

Nicht nur im Hochtonbereich, sondern auch im Tief- und Mittelfrequenzbereich sind Verstärkungsunterschiede zwischen beiden HG-Einstellungen am individuellen Probandenohr erfasst worden. Eine Regelmäßigkeit an Häufigkeit und Ausprägung kann nicht festgestellt werden, da sie zum Teil nicht messbar sind, zum Teil an unterschiedlichen Ohren um einige dB schwanken und in unterschiedlichen Frequenzbereichen auftreten. Da die HG-Programmierung jedoch individuell nach First Fit vorgenommen wurde, lässt sich durch dieses Verfahren keine Gesetzmäßigkeit manifestieren.

Hierfür würde sich ggf. eine fest definierte HG-Programmierung am individuellen Ohr oder am Kunstkopf eignen, die es so ermöglichen würde, diese Unterschiede den möglicherweise auftretenden Resonanzeigenschaften des versorgten individuellen Ohres zuzuschreiben.

7.3 Auswertung der Perzentilanalyse

Die Wirkungsweise der aktiven FK am individuellen Probandenohr ist nur zum Teil wie aufgrund der Messbox-Messungen zu erwarten gewesen wäre, ausgefallen.

15 Messergebnisse ergaben bei aktiver FK im Hochtonbereich eine deutliche Verstärkungsreduktion. Drei Messungen ergaben dagegen einen Verstärkungsanstieg. Messfehler oder Messwert-Übertragungsfehler sind hierbei nicht erkennbar, können jedoch nicht gänzlich ausgeschlossen werden.

Im benachbarten, tieferen Frequenzbereich wurde bei 14 Messungen bei aktiver FK ein leichter Verstärkungsanstieg gemessen, der durch die aktive FK in diesen Frequenzbereich erklärbar sein könnte. Da jedoch keine gesicherten Aussagen bzgl. der Übereinstimmung der in der Anpasssoftware angegebenen TF und des CV und den im HG aktiv wirkenden Parametern getroffen werden können, kann dieser Verstärkungsanstieg auch andere Ursachen haben.

7.4 Auswertung Fragebogen

Die subjektive Bewertung anhand des Fragebogens ergibt, dass der Klang der eigenen Stimme in beiden HG-Einstellungen zwar nicht identisch ausfällt, eine Verbesserung oder Verschlechterung durch die aktive FK jedoch nicht ermittelt werden kann. Die aktive FK beeinflusst den Klang der eigenen Stimme gering positiv.

Die Wahrnehmung von Musik wird durch Harmonien geprägt. Die FK wirkt nichtlinear und die hohen Frequenzen werden somit nicht um eine ganze Oktave harmonisch verschoben. Es war deswegen zu erwarten, dass die Wahrnehmung der Musik bei aktiver FK nicht so natürlich wie bei der nicht aktiven FK ausfallen würde. Der harmonische Klang der Musik wird bei aktiver FK beeinträchtigt, sodass diese bei Hörsystemträgern während des Musikhörens deaktiviert werden sollte. Das Lautstärkeempfinden ändert sich dadurch nicht.

Weitere Überprüfungen hinsichtlich der subjektiven Klang- und Lautstärkeänderungen mit anderen Musikstilen, ggf. der persönlichen Lieblingsmusik der Probanden, könnten Bestandteil von zukünftigen Messungen werden.

Bei den beiden hochfrequenten Klangbeispielen „Vogelgezwitscher“ und „Klimpern mit Schlüsselbund“ ist die Bewertung unterschiedlich ausgefallen:

Das „Vogelgezwitscher“ wurde bei aktiver FK natürlicher wahrgenommen, das „Klimpern mit Schlüsselbund“ wurde hingegen als unnatürlicher bewertet. Das zeigt, dass die Art des Geräusches/des Klangbeispiels entscheidend ist für den subjektiven Eindruck und hochfrequente Geräusche bei aktiver FK nicht prinzipiell als „natürlicher“ oder „unnatürlicher“ wahrgenommen werden.

Das Lautstärkeempfinden wird bei aktiver FK unterschiedlich wahrgenommen. Das Vogelgezwitscher wirkt bei aktiver FK leiser, der Schlüsselbund hingegen wirkt lauter.

Abschließend lässt sich deshalb keine gesicherte Aussage über eine Verbesserung oder Verschlechterung hochfrequenter Geräusche bei aktiver FK treffen.

Weitere Überprüfungen von Hochtongeräuschen sollten in Betracht gezogen werden, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten.

Einige Probanden gaben während der Darbietung der Klangbeispiele an, den Klang von vornherein als unnatürlich und/oder die Lautstärke als zu laut oder zu leise zu hören im Vergleich zu den realen Geräuschen, die sie aus ihrem Alltag kennen. Vor allem das „Klimpern mit Schlüsselbund“ wurde von mehreren als unnatürlich empfunden und konnte rein subjektiv dem Klang eines echten Schlüsselbundes nicht zugeordnet werden.

Die Auswahl und die Lautstärke der Geräusche und Klänge für zukünftige Messungen müssen deshalb überdacht und sorgfältig ausgewählt werden.

Um den Probanden die Antwortmöglichkeiten und die spätere Auswertung zu vereinfachen, wurde eine Fünferskala entwickelt. Zwei Probanden gaben bei der Darbietung der Sprache an, einen Unterschied zwischen nicht aktiver und aktiver FK zu hören, bewerteten aber die Frage in beiden HG-Einstellungen auf dem Fragebogen gleich, da sie die Unterteilung der Antwortkategorien zu grob fanden. Die Rückmeldung der Probanden eröffnet die Diskussion, diese Skala zu erweitern, z. B. auf eine Siebener- oder sogar Neunerskala.

7.5 Auswertung des AAST

Mit Hilfe der AAST-Messungen wird die spontane Auswirkung der aktiven FK gegenüber der nicht aktiven FK hinsichtlich der Diskrimination von zweisilbigen Wörtern im Störgeräusch verglichen. Diese sind so ausgewählt, dass eine Redundanz in Bezug auf kurze Sätze im Alltag besteht.

Dazu wurden die Messungen bei sieben Probanden durchgeführt. Bei zwei Probanden konnten aufgrund technischer Probleme des AuriCheck keine Messungen durchgeführt und dokumentiert werden.

Die Auswertung ergibt, dass bei vier Probanden die Aktivierung der FK zu einer Verschlechterung der Diskrimination im Störgeräusch führte.

Die SVS ändert sich um bis zu 3 dB (siehe Proband 9).

Bei zwei Probanden führte die Aktivierung zu einer Verbesserung der Diskrimination. Hier änderte sich die SVS um bis zu 2 dB (siehe Proband 5).

Somit lässt sich bei spontaner Aktivierung der FK ohne mittel- oder langfristige Habituation eine Verschlechterung des Sprachverstehens feststellen.

Eine über mehrere Wochen verfolgte Überprüfung der Diskriminationsfähigkeit ist zu empfehlen, um eine mögliche Verbesserung, Verschlechterung oder Stagnation der Diskrimination über bestimmte Zeitabstände, z. B. wöchentlich, zu dokumentieren.

7.6 Weitere Kritikpunkte

Die in den Messungen verwendeten Hörsysteme befanden sich nach dem First Fit und der Akklimationisierung von 100 % im Hochtonbereich wenige Male an der Leistungsgrenze der Verstärkung. Deshalb könnten aufgrund der nicht erreichten, aber eigentlich erforderlichen Verstärkung Messungenauigkeiten oder -fehler entstanden sein.

Sollten weitere Messungen mit z. T. im Hochtonbereich hochgradig Hörgeschädigten folgen, sollte besonders auf eine ausreichende Verstärkung und den notwendigen Ausgangspegel geachtet werden.

Die Wirkungsweise der FK und eine mögliche Verbesserung/Verschlechterung in Klangempfinden und/oder Sprachverständlichkeit durch dieses Feature sollte nicht nur spontan, sondern auch nach einer langfristigeren Tragedauer nochmals überprüft werden, um einen Vergleich der Messergebnisse und einen Messverlauf bei einer Habituation zu erhalten.

8. Verzeichnisse

8.1 Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 1: Sprachbanane | 3 |
| Abbildung 2a: Analoges Signal | 5 |
| Abbildung 2b: Digitales Signal | 5 |
| Abbildung 3: In-situ-Sonde | 6 |
| Abbildung 4: Messcomputer: AuriCheck | 9 |
| Abbildung 5: Touchscreen des AuriCheck beim AAST | 10 |
| Abbildung 6: Eingegebene Hörminderung zur Untersuchung des Übertragungsverhaltens des HG | 13 |
| Abbildung 7: Kupplermessung bei nicht aktiver FK | 14 |
| Abbildung 8: Kupplermessung bei aktiver FK: TF = 4,5 kHz, CV = 2,7:1 | 14 |
| Abbildung 9: Kupplermessung bei maximal aktiver FK: TF = 1,5 kHz, CV = 4,0:1 | 15 |
| Abbildung 10: Kurve orange: FK deaktiviert, Kurve violett: FK aktiv bei TF = 4,5 kHz, Kurve grün: FK max. TF = 1,5 kHz | 15 |
| Abbildung 11: nicht aktive FK | 16 |
| Abbildung 12: aktive FK: TF = 4,5 kHz, CV = 2,7:1 | 16 |
| Abbildung 13: maximal aktive FK: TF = 1,5 kHz, CV = 4,0:1 | 17 |
| Abbildung 14: Durchschnittliches Hörvermögen, rechtes Ohr | 20 |
| Abbildung 15: Durchschnittliches Hörvermögen, linkes Ohr | 20 |
| Abbildung 16: Verstärkungsunterschied zwischen nicht aktiver und aktiver FK, ermittelt durch In-situ-Messung | 26 |
| Abbildung 17: Proband 1, linkes HG | 27 |
| Abbildung 18: Proband 1, rechtes HG | 28 |
| Abbildung 19: Proband 2, linkes HG | 28 |
| Abbildung 20: Proband 2, rechtes HG | 29 |
| Abbildung 21: Proband 3, linkes HG | 30 |
| Abbildung 22: Proband 3, rechtes HG | 30 |
| Abbildung 23: Proband 4, linkes HG | 31 |
| Abbildung 24: Proband 4, rechtes HG | 31 |
| Abbildung 25: Proband 5, linkes HG | 32 |
| Abbildung 26: Proband 5, rechtes HG | 33 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 27: Proband 6, linkes HG | 33 |
| Abbildung 28: Proband 6, rechtes HG | 34 |
| Abbildung 29: Proband 7, linkes HG | 35 |
| Abbildung 30: Proband 7, rechtes HG | 35 |
| Abbildung 31: Proband 8, linkes HG | 36 |
| Abbildung 32: Proband 8, rechtes HG | 36 |
| Abbildung 33: Proband 9, linkes HG | 37 |
| Abbildung 34: Proband 9, rechtes HG | 37 |
| Abbildung 35: Frage 1 | 40 |
| Abbildung 36: Frage 2: Musikorchester | 41 |
| Abbildung 37: Frage 2: Vogelgezwitscher | 41 |
| Abbildung 38: Frage 2: Klumpen mit Schlüsselbund | 41 |
| Abbildung 39: Frage 3: Musikorchester | 43 |
| Abbildung 40: Frage 3: Vogelgezwitscher | 43 |
| Abbildung 41: Frage 3: Klumpen mit Schlüsselbund | 43 |
| Abbildung 42: Frage 4 | 45 |
| Abbildung 43: Frage 5 | 46 |
| Abbildung 44: Frage 6 | 47 |

8.2 Abkürzungsverzeichnis

| | |
|-------|--|
| Bds. | Beidseitig |
| bzgl. | bezüglich |
| CV | Kompressionsverhältnis |
| d. h. | das heißt |
| FK | Frequenzkompression |
| ggf. | gegebenenfalls |
| HG | Hörgerät |
| HV | Hörverlust |
| Hz | Hertz |
| ISTS | International Speech Test Signal |
| kHz | Kilohertz |
| LTASS | Long-Term Average Speech Spectrum |
| ms | Millisekunde |
| REAG | Real Ear Aided Gain |
| REUG | Real Ear Unaided Gain |
| s | Sekunde |
| SNR | signal-to-noise ratio |
| SVS | Schwellenpegel für das Verstehen von Sprache |
| TF | Trennfrequenz |
| u. U. | unter Umständen |
| z. B. | zum Beispiel |
| z. T. | zum Teil |

8.3 Literaturverzeichnis

- AHA Lübeck: Objektive Messungen im Anpassprozess. Skript. Meistervollzeitkurs 2011/2012.
- Auritec: Audiologische Information AAST, Stand Juni 2009.
- Coninx, Frans: Entwicklung und Erprobung des Adaptiven Auditiven Sprach-Tests. IfAP Institut für Audiopädagogik (An-Institut der Universität zu Köln), Solingen-Ohligs, 9. DGA-Jahrestagung 2006.
- Holube, Inga; Fredelake, Stefan; Vlaming, Marcel: Entwicklung eines internationalen Sprach-Testsignals: Weltweit einsetzbar. *Hörakustik* 9/2009: 8-11.
- http://www.docstoc.com/docs/55019761/Planung_-Aufbau-und-Einrichtung
Letzter Aufruf: 18.02.2012.
- <http://www.hoerhuus.ch/site/hoeranalyse.aspx>
Letzter Aufruf: 04.06.2012.
- http://www.hoertechnikaudiologie.de/web/files/Forschung/Projekte/Development_of_Speechlike_Signals.php
Letzter Aufruf: 18.02.2012.
- Lehnhardt, Ernst; Laszig, Roland (Hgg.): Physiologie und Pathophysiologie des Innenohres. *Praxis der Audiometrie*. Kap. 5. 8. überarb. u. erw. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2001.
- Meier, Siegrid: Raum- und Sachausstattung. Skript. Meistervollzeitkurs 2011/2012, AHA Lübeck.
- Moore, Brian C.J.: Testing for Cochlear Dead Regions: Audiometer Implementation of the TEN(HL) Test. *Hearing Review* – January 2010, http://www.hearingreview.com/issues/articles/2010-01_01.asp
Letzter Aufruf: 06.06.2012.
- Nyffeler, Myriel: Verbesserte Sprachverständlichkeit. *Hörakustik* 5/2009: 8-12.
- Simpson, A.; Hersbach, A. A.; McDermott, H. J.: Improvements in speech perception with an experimental nonlinear frequency compression hearing device. *Int J Audiol* 2005, 44(5): 281-292.
- Simpson, A.; Herbach, A. A.; McDermott, H. J.: Frequency-compression outcomes in listeners with steeply sloping audiograms. *Int J Audiol* 2006, 45(11): 619-629.
- Scollie, S.; Glista, D.; Seewald, R.: Speech quality ratings of nonlinear frequency compressed speech by normal and hearing impaired listeners. *Ear Hear*, submitted 2008.
- Warncke, Horst: Frequenzkompression – der Weisheit letzter Schluss? *Hörakustik* 8/2010: 8-10.
- Weinzierl, Stefan (Hg.): Kontinuierliche und diskrete Signale. Kap. 1.2.1. *Handbuch der Audiotechnik*. Springer, 2008. 5.
- Widex: Linear Frequency Transposition.

9. Danksagung

Meine sich über Monate hinweg erstreckende Arbeit, in der es galt, Grenzen, Widerstände und Durststrecken zu durchlaufen und zu überwinden, aber vor allem wichtige, hilfreiche und interessante Gespräche und Diskussionen zu führen und neue Anregungen, Sicht- und Herangehensweisen für die eigene Arbeit kennenzulernen, konnte nur durch die Unterstützung der AHA Lübeck, von Hörgeräteakustikern und Meisterschülern, Freunden und der Familie entstehen.

Deshalb möchte ich mich ganz herzlich bei folgenden Personen bedanken:

Mein besonderer Dank geht an Bernd Waldukat, mit dem ich die Thematik, die Strukturierung, den Aufbau, die Durchführung und letztlich die Auswertung der Messungen für diese Diplomarbeit in enger, freundschaftlicher Weise ausarbeiten durfte.

Ein besonderer Dank geht an die Akademie für Hörgeräteakustik, insbesondere meinen Diplom-Betreuer, Herrn Tillmann Alexander Harries, und Frau Siegrid Meier, die die Diplomarbeit in dieser Form erst möglich gemacht haben, mir mit Engagement und Wissen als Ansprechpartner zur Seite standen, die technische Ausstattung mit den Messräumen zur Verfügung stellten und beim Layout und der Präsentation halfen.

Ganz herzlich möchte ich mich bei den Probanden, die sich für die Messungen zur Verfügung gestellt haben, für ihre Zeit und ihre Geduld bedanken.

Mein Dank gilt auch der Firma AURITEC Medizindiagnostische Systeme GmbH, im Besonderen Herrn Langschwager, die Herrn Waldukat und mir das AuriCheck zur Untersuchung der SVS zur Verfügung stellte und sehr schnell auf unsere Fragen reagierte.

Für die Unterstützung bei der Ausarbeitung des Fragebogens bedanke ich mich bei Prof. Dr. Jürgen Tchorz.

Ich bedanke mich bei Frau Bobzin und Frau Pries, die für Herrn Waldukat und mich die Terminabsprache mit den Probanden so gut organisiert haben.

Ich danke meiner Familie, meinen Eltern und meinen Geschwistern Peter und Stefanie, die mir bei der Ausarbeitung der Grundstruktur geholfen haben und immer ein offenes Ohr für meine Fragen hatten.

Ohne die wichtigen, lehrreichen und interessanten Diskussionen mit Alexander Gsänger über die Herangehensweise an die Literaturrecherche und Ausarbeitung der verschiedenen Grundlagen, wie Perzentilanalyse und ISTS, sowie seine kritischen Hinterfragungen bzgl. der Messanordnungen wären einige Details wohl auf der Strecke geblieben und manche Stunde nicht so erheiternd gewesen.

Bedanken möchte ich mich sehr bei Laurie Vietheer für den regelmäßigen Austausch, der mir bei der Ausarbeitung neue Impulse gegeben hat, und für ihre aufmunternden Worte, die mich bei Rückschlägen neu motivierten.